

FACULDADE DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE DO PORTO



Sensorização Espacial no Contexto da Reabilitação Humana

Pedro Casanova

Mestrado Integrado em Engenharia Eletrotécnica e de Computadores

Orientador: Pedro Martins

28 de fevereiro de 2020

Resumo

Esta dissertação tem como objetivo desenvolver e implementar um sistema de sensorização espacial no contexto da reabilitação humana.

Após a contextualização do trabalho no panorama atual global dos cuidados de saúde, é feito um levantamento do estado da arte relativo ao biomimetismo na tecnologia, à robótica suave, à instrumentação biomédica e às principais tecnologias de captura de movimento humano. Estas tecnologias constituem a base para novas soluções de apoio e análise do movimento e é nesse contexto mais amplo que esta tese se insere.

Partindo do movimento natural do utilizador, são utilizadas duas técnicas de captura de movimento. A primeira é baseada num sensor inercial enquanto a segunda adquire estereoscopicamente a posição no espaço cartesiano de objetos predefinidos, como por exemplo articulações da mão. Ambas as técnicas de sensorização são incorporadas com sucesso num substrato de realidade aumentada com sucesso e a adequação do sistema final é testada com recurso ao próprio ambiente onde foi desenvolvido, de modo a entender se se cumprem os requisitos fundamentais para a sua utilização. A informação final de posicionamento do sistema é de ordem milimétrica, conseguindo-se atingir resultados satisfatórios.

Por fim, são sugeridas várias potencialidades para o uso do sistema de sensorização desenvolvido, tendo como finalidade última a reabilitação da mão humana.

Abstract

This dissertation aims to develop and implement a motion capture and tracking system in the context of human rehabilitation.

After a brief summary of the current global trends in healthcare, a state of the art revision is presented and a broad view is offered regarding biomimetics in engineering, soft robotics concepts, biomedical instrumentation design patterns and the most frequently adopted technologies for human motion capture and tracking. These technologies are the base for new motion support and analysis solutions and that is the broader context in which this dissertation is inserted.

Two motion capture techniques are incorporated into a single digital framework: The first one is based on an inertial measurement sensor; the second one acquires object position stereoscopically in cartesian space, resorting to an infrared camera to do so. The positioning system is then tested to discern how accurate it is and whether it is adequate for rehabilitation purposes or not.

To conclude the study, results of the conducted tests are presented and explained in detail and various capabilities for system usage are shown.

Agradecimentos

Gostaria de agradecer, em primeiro lugar, aos meus pais, por me proporcionarem a oportunidade de estudar na Faculdade de Engenharia e sem os quais este documento certamente não existiria, assim como todo o percurso acadêmico que viria a culminar no mesmo. Agradeço também à Instituição do INEGI, que me proporcionou a oportunidade de desenvolver a Dissertação de Mestrado num ambiente com as ferramentas necessárias para o fazer, muito particularmente a todos aqueles que diariamente trabalham no Laboratório de Biomecânica, com quem tive a oportunidade de colaborar e cuja ajuda foi preciosa, nas pessoas de: Professor Pedro Martins, pela sua orientação, disponibilidade e visão e por pensar sempre em novas e melhores formas de explorar a tecnologia disponível; Sérgio Pinto, cujo suporte técnico na utilização do *BITalino* e *Unity* e ajuda na resolução de problemas foi indispensável para o sucesso do projeto; Diogo André e Margarida Teixeira pela disponibilidade em ajudar e aconselhar na resolução de problemas.

Pedro Casanova

“Escuto e esqueço. Vejo e recordo. Faço e compreendo.”

Confúcio

Conteúdo

1	Introdução	1
1.1	Contexto e Motivação	1
1.2	Objetivos	2
2	Revisão Bibliográfica	5
2.1	Biomimética	5
2.2	Robótica suave	6
2.3	Captura de movimento	8
2.3.1	Sistemas inerciais	9
2.3.2	Sistemas eletromagnéticos	11
2.3.3	Sistemas optoeletrônicos	12
2.3.4	Síntese de tecnologias de captura de movimento	13
2.4	Aquisição e processamento de biosinal	13
2.4.1	Eletrofisiologia	13
2.4.2	Classificação de biosinais	15
2.4.3	Principais problemáticas	16
2.4.4	Eletromiografia	16
2.4.5	Técnicas de processamento digital de sinal	18
2.5	Conceitos de instrumentação biomédica	18
2.5.1	Padrão de desenho generalizado	18
2.5.2	Verificação e validação	19
2.5.3	Segurança	19
2.6	Caraterização do problema	20
2.6.1	Definição do problema	20
2.6.2	Soluções existentes	20
2.6.3	Solução proposta	26
3	Desenvolvimento do projeto	27
3.1	Definição e planeamento	27
3.1.1	Equipamento usado	27
3.1.2	Ensaio inicial com sensorização inercial	30
3.1.3	Ensaio inicial com sensorização ótica	32
3.2	Implementação	32
3.2.1	Integração de sensores no ambiente <i>Unity</i>	32
3.2.2	Representação no ambiente <i>Unity</i>	36
3.2.3	Visão geral do sistema	36
3.3	Testes de validação	37
3.3.1	Testes de validação de posicionamento	37

3.3.2	Testes de validação EMG	43
3.3.3	Resumo	43
4	Conclusões e Trabalho Futuro	45
4.1	Conclusões	45
4.2	Satisfação dos Objectivos	46
4.3	Trabalho Futuro	47
A	Resultados coligidos dos ensaios de posicionamento	49
	Referências	53

Lista de Figuras

2.1	Exemplos das tipologias de controlo de MPL existentes.	7
2.2	Diagramas de ambas as configurações de sensor inercial.	10
2.3	Esquema da arquitetura <i>Stable</i>	11
2.4	Esquema da arquitetura <i>Strapdown</i>	11
2.5	Exemplo de utilização de um sistema de captura de movimento eletromagnético.	12
2.6	Exemplo de utilização de um sistema de captura de movimento optoeletrónico.	13
2.7	Sistema de captura de movimento inercial <i>Xsens</i>	20
2.8	Sistema de captura inercial <i>Cometa</i>	21
2.9	Sistema de captura <i>Polhemus</i>	22
2.10	Sistema de captura <i>Flock of Birds</i>	23
2.11	Câmara de infravermelhos <i>Microsoft Kinect</i>	23
2.12	Câmara de infravermelhos <i>Leap Motion</i>	23
2.13	Sistema de captura <i>Optotrak Certus</i>	24
2.14	Placa de protipagem para sensorização biométrica <i>BITalino</i>	24
2.15	Microcontrolador <i>Arduino Uno</i>	24
2.16	Placa de sensorização de dados biométricos <i>eHealth 2.0</i>	25
2.17	Microcontrolador ESP32.	25
2.18	Microcontrolador ESP8266.	25
3.1	Unidade de energia do <i>BITalino</i>	28
3.2	Unidade <i>MCU</i> do <i>BITalino</i>	28
3.3	Unidade <i>BLE</i> do <i>BITalino</i>	28
3.4	Sensor IMU do <i>BITalino</i>	29
3.5	Sensor EMG do <i>BITalino</i>	29
3.6	Estrutura de frames de dados adquiridos pelo <i>BITalino</i>	29
3.7	Estrutura de comandos de estado aceites pelo <i>firmware</i> do <i>BITalino</i>	30
3.8	Estrutura de comandos genéricos aceites pelo <i>firmware</i> do <i>BITalino</i>	30
3.9	Gráfico obtido do primeiro ensaio EMG recorrendo ao <i>OpenSignals</i>	31
3.10	Gráficos obtidos do primeiro ensaio IMU recorrendo ao <i>OpenSignals</i>	31
3.11	Exemplo de utilização do <i>Leap Motion</i>	32
3.12	Diagrama de classes <i>UML</i> do código desenvolvido.	33
3.13	Fluxogramas das funções paralelas em <i>Handmotion.cs</i>	33
3.14	<i>Hardware</i> do sistema utilizado.	36
3.15	<i>Package diagrams</i> dos subsistemas incluídos.	37
3.16	Sistema de coordenadas cartesianas utilizado no ambiente <i>Unity</i>	37
3.17	Configuração de marcadores usada para testes de posicionamento no ambiente <i>Unity</i>	38
3.18	Perspetiva do utilizador ao iniciar o ensaio de posicionamento.	39
3.19	Gráfico com dados EMG do primeiro ensaio realizado, em μV	43

Lista de Tabelas

2.1	Quadro-síntese das principais tecnologias de captura de movimento.	13
3.1	Tabela sumária dos resultados obtidos em ensaios de posicionamento, em <i>cm</i> . . .	40
3.2	Tabela sumária de resultados dos ensaios de posicionamento com colisão reduzida, em <i>cm</i>	41
3.3	Tabela sumária dos resultados obtidos em ensaios de posicionamento com esferas de colisão reduzidas e com recurso ao Oculus Rift, em <i>cm</i>	42
A.1	Tabela de resultados coligida do segundo ensaio de posicionamento, em <i>cm</i> (<i>Leap Motion</i>).	49
A.2	Tabela de resultados coligida do segundo ensaio de posicionamento, em <i>cm</i> (<i>BITalino</i>).	49
A.3	Tabela de resultados coligida do primeiro ensaio de posicionamento com esferas de colisão reduzidas, em <i>cm</i> (<i>Leap Motion</i>).	50
A.4	Tabela de resultados coligida do primeiro ensaio de posicionamento com esferas de colisão reduzidas, em <i>cm</i> (<i>BITalino</i>).	50
A.5	Tabela de resultados coligida do terceiro ensaio de posicionamento com esferas de colisão reduzidas e dispendo do Oculus Rift, em <i>cm</i> (<i>Leap Motion</i>).	50
A.6	Tabela de resultados coligida do terceiro ensaio de posicionamento com esferas de colisão reduzidas e dispendo do Oculus Rift, em <i>cm</i> (<i>BITalino</i>).	51

Abreviaturas e Símbolos

ADC	Analog-to-digital Converter
BLE	Bluetooth Low-energy
CRC	Cyclic Redundancy Check
DLL	Dynamic-Link Library
MEMS	Micro Electro-mechanical Sensor
mHealth	Mobile Health
MPL	Modular Prosthetic Limb
MVC	Maximum Voluntary Contraction
sEMG	Surface Electromyography
SPI	Serial Port Interface
UML	Unified Modelling Language
USB	Universal Serial Bus

Capítulo 1

Introdução

Neste capítulo são apresentados o contexto, motivação e objetivos a alcançar através do trabalho desenvolvido no âmbito da dissertação de mestrado.

1.1 Contexto e Motivação

O célere avanço tecnológico da sociedade tem conduzido a humanidade a apoiar-se amplamente na tecnologia. Presente em inúmeras áreas do nosso quotidiano, a tecnologia que utilizamos prossegue a sua expansão para novos sectores com o propósito de servir a mesma sociedade que a alimenta. Ao longo do tempo, o sector da saúde tem sido também afetado por esta revolução tecnológica, mais notoriamente pelo advento da inoculação preventiva, da instrumentação biomédica e pela massificação da produção de medicamentos.

De uma perspetiva demográfica, a realidade dos dias de hoje enfrenta desafios que se prendem com uma maior taxa de envelhecimento e a maior permeabilidade de determinadas doenças físicas a esta condição associadas. Em 2002, um estudo[1] conduzido pelo INE concluiu que no grupo etário de idosos (65 e mais anos de idade) se acumularam as maiores percentagens de qualificados *mau e razoável*, quando questionados sobre a percepção do seu estado de saúde atual. O estudo aponta também que, segundo o *EUROSTAT*, as despesas com a função *velhice* registam em 1999, em Portugal, a maior proporção do total das prestações de protecção social. As áreas de saúde com maior número de consultas para esta faixa etária são Medicina Geral e Familiar, Oncologia e Ortopedia. Segundo a hipótese média de projecção de população mundial das Nações Unidas, a proporção de jovens continuará a diminuir, para atingir os 21% do total da população em 2050.

De acordo com o *PORDATA*, estima-se que em 2017 o índice de envelhecimento tenha crescido, tendo sido de 153,2% em Portugal e de 128% na UE28¹, corroborando-se a tendência observada pelo estudo anterior. A análise destes dados estatísticos vem relevar a necessidade de, no futuro próximo, inibir a saturação do Serviço Nacional de Saúde com soluções que permitam a prática de cuidados de saúde eficazes em termos de custo. Afigura-se, assim, uma nova mudança

¹<http://tiny.cc/pordata>

de paradigma na forma como se praticam cuidados de saúde, procurando-se solucionar esta problemática com recurso às tecnologias atuais. A massificação das tecnologias de informação veio permitir a recolha expedita de dados, podendo estes ser empregues no tratamento de pacientes individuais e na realização de estudos futuros.

Contempla-se nesta mudança de paradigma a massificação da utilização de próteses biónicas, que permitem aos seus utilizadores a recuperação de faculdades motoras parcial ou totalmente consoante a gravidade dos casos. Esta massificação de uma tecnologia já existente advém da utilização de materiais mais suaves e de custo mais acessível, com a capacidade de ser controlada por sinais de cariz biológico, permitindo uma utilização mais conveniente do utilizador mediante reaprendizagem. Os *wearable devices* constituem também uma inovação nesta área, sendo o seu impacto de cariz preventivo e não reabilitativo. Estes dispositivos permitem aos seus utilizadores a monitorização de dados biométricos, servindo um propósito de consciencialização sobre os seus hábitos ou possíveis fatores de risco de saúde[2].

Também o aparecimento de novas técnicas de captura de movimento com sensores de posição pode conduzir a uma revitalização do setor fisioterapêutico. Dispondo dos movimentos naturais de um utilizador, é possível representar os mesmos através de realidade aumentada ou virtual, possibilitando, face aos procedimentos mais comuns, registar com precisão os exercícios efetuados, reproduzindo-os nessa representação tridimensional para melhor compreender os problemas que afetam o paciente, com vista a proporcionar uma melhor solução de tratamento. De facto, este tipo de tratamento tem potencial para a redução no tempo de recuperação motora e pode até ajudar a prever qual o melhor tipo de prótese a usar, sem falha. Esta possibilidade traduz-se de facto numa verdadeira melhoria para o procedimento existente de atribuição de próteses aos pacientes, um processo geralmente moroso e falível e cujas falhas esta tecnologia pode vir a colmatar completamente, através da via de estudo do paciente previamente enunciada.

Nesta senda, evidenciam-se vantagens tanto para os prestadores de cuidados de saúde como para os pacientes. Por um lado, do ponto de vista dos profissionais, a carga burocrática diminui e torna-se possível empregar mais tempo nos cuidados diretos com os pacientes, cuja confiança nos tratamentos e cumprimento dos mesmos melhora. Do ponto de vista de quem recebe assistência, potencia-se que estes indivíduos possam estar melhor informados sobre os sintomas das suas condições e que sejam assistidos mais rapidamente em casos de urgência extrema. Como é possível denotar, o conhecimento de causa e a imaginação bastarão para compreender as possibilidades que se antevêm para o futuro da tecnologia na medicina. Este fenómeno é alimentado também pela crescente aceitação e procura deste tipo de dispositivos por parte de uma população tecnologicamente informada e capaz.

1.2 Objetivos

Seguindo a linha de pensamento contextualizada, pretende-se desenvolver um sistema de sensorização espacial potencialmente a ser utilizado para fins de reabilitação.

Partindo do movimento natural do utilizador, serão exploradas duas técnicas de captura de movimento no espaço cartesiano. A primeira técnica dispõe de um par de sensores eletromiográfico-inercial enquanto que a segunda dispõe de uma câmara estereoscópica de infravermelhos para o mesmo efeito. Ambas as técnicas deverão ser incorporadas no mesmo substrato digital, onde as suas posições podem ser visualizadas numa perspetiva tridimensional. Posteriormente, pretende-se validar a utilização destas técnicas de captura de movimento através de um estudo comparativo de ambas as formas de aquisição de movimento em termos de exatidão no espaço cartesiano.

Capítulo 2

Revisão Bibliográfica

Neste capítulo procede-se ao levantamento de conhecimentos nos vários domínios científicos do problema a abordar, assim como das soluções já existentes para o problema em questão.

2.1 Biomimética

A tecnologia tende a seguir uma veia de inspiração fortemente relacionada com a natureza. Através de processos evolutivos como a seleção natural, a biologia propõe sistemas perfeitamente otimizados para determinada funcionalidade com mínima despesa de energia e máxima ergonomia e rendimento. Tal como descrito em [3, 4], os materiais encontrados na natureza combinam certas propriedades aparentemente inatas como sofisticação, miniaturização, organização hierárquica e hibridização que podem ser adaptadas na esfera tecnológica para gerar melhores materiais.

De acordo com Du Plessis *et al.*[5], a biomimética consiste de facto na prática da aprendizagem a partir da emulação da natureza, potenciada em aplicações de engenharia grandemente devido a progressos nos processos de manufatura aditiva[6]. Por este motivo os processos de manufatura aditiva têm sido adotados nas áreas de engenharia aeroespacial, automóvel e de aplicações médicas[7]. A facilidade em criar peças com geometria complexa[4, 8] é uma das mais importantes vantagens deste tipo de tecnologia, permitindo a produção de objetos funcionais complexos a partir de vários materiais poliméricos e metálicos, que não poderiam ser facilmente produzidos seguindo outra qualquer via. Permite ainda uma maior customização de partes para indivíduos específicos, sendo vantajoso no caso de próteses médicas, implantes ou equipamento desportivo, casos para os quais a enorme variabilidade interindividual deve ser tida em conta. Também pode ser contemplado o desenho modular com vista a consolidar várias peças numa só, permitindo maior economia na produção em larga escala, retendo toda a funcionalidade.

Existem vários exemplos de biomimética ao serviço da engenharia na atualidade, como ilustrado em [9, 10, 11]. É possível encontrar sucessos na replicação de mecanismos da natureza desde muito cedo: um desses exemplos é por exemplo a preconização do voo humano por Da Vinci; Uma grande parte dos sensores utilizados em aplicações de propósito geral podem ser aplicados em próteses, procurando emular a cognição humana, mas maioritariamente não são de origem

biomimética. Existem, no entanto, exceções que valem a pena mencionar, como por exemplo a tecnologia utilizada em sensores inerciais eletromecânicos (*MEMS*) cuja informação direcional pode ser usada em aparelhos auditivos, módulos transceptores, acelerômetros e giroscópios. Estes sensores surgiram através do estudo do sistema auditivo da mosca *Ormia*, que, ainda que de dimensões milimétricas, é tão capaz como o sistema humano de detetar a origem de ruídos [9]. Esta informação direcional deriva da temporização relativa da resposta dos recetores dos dois ouvidos, dependente de um conjunto de estratégias de codificação utilizada pelo seu sistema nervoso.

A aplicação de padrões estruturais encontrados nas vibrissas da foca-comum a turbinas eólicas de modo a maximizar a sua eficácia na produção de energia[12]; a inspiração na comunicação a várias frequências que ocorre nos golfinhos para desenvolver sistemas de comunicação subaquáticos de transmissão rápida[13]; O desenho do primeiro comboio-bala que se baseia na forma de um guarda-rios para ser o mais aerodinâmico e menos ruidoso possível[14]. O biomimetismo aplicado tem gerado tecnologias que vêm resolver desafios da engenharia moderna de forma distinta de outras vias já saturadas.

2.2 Robótica suave

No domínio clássico da robótica, estabelecido em [15], a definição oficial do *Robot Institute of America* é a de qualquer manipulador reprogramável e multifuncional projetado para mover materiais, peças, ferramentas ou dispositivos especializados através de gestos programados para o desempenho de várias tarefas. Tipicamente, os manipuladores robóticos são modelados como uma cadeia cinemática de segmentos e articulações, com uma ferramenta na extremidade e alcance num dado espaço de trabalho. Existem várias configurações possíveis para o manipulador dependendo do tipo de articulações utilizadas, nomeadamente planares ou rotacionais. A configuração com mais semelhança com o ser humano é a configuração antropomórfica, composta de 3 articulações rotacionais.

O cálculo da cinemática direta de um manipulador permite determinar as coordenadas e orientação da extremidade do manipulador a partir da imposição do valor de deslocamento ou ângulo de cada articulação, enquanto que a questão da cinemática inversa permite ao controlador do manipulador determinar o valor que deve ser usado como referência para cada articulação a partir das coordenadas que a extremidade do manipulador deverá tomar. A cinemática direta pode ser simplificada pela aplicação da convenção de *Denavit-Hartenberg*[16], que permite representar a transformação homogénea associada ao movimento para a posição final através de 4 parâmetros com a escolha apropriada dos referenciais. Estes parâmetros são a distância ao longo do eixo anterior até à normal comum (d), ângulo em torno do eixo anterior (θ), comprimento da normal comum (r) e ângulo em torno da normal comum (α).

A questão da determinação da cinemática inversa é fundamentalmente relacionado com a geometria da configuração usada, com uma infinidade de soluções.

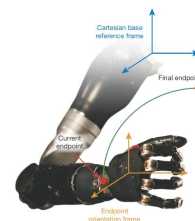
A robótica é uma área científica precursora da biónica, tendo em comum com esta o estudo das questões cinemáticas referidas anteriormente. Se no caso da robótica este estudo é feito com

vista a projetar manipuladores industriais, na biônica este é uma ferramenta para projetar *modular prosthetic limbs* (MPL). Existem fundamentalmente 4 tipos de controlo que podem ser aplicados a este tipo de próteses[17]:

- Controlo de ordem reduzida - Permite apenas a abertura e fecho da palma que possibilita ao utilizador agarrar objetos;
- Controlo no espaço cartesiano - Permite ao utilizador deslocar o membro no seu espaço de trabalho, recorrendo à cinemática inversa do controlador para o fazer;
- Controlo no espaço articulado - Permite ao utilizador o controlo direto de uma articulação, sendo que as restantes se movem de acordo com a dinâmica natural de um membro real;
- Controlo no espaço muscular - São utilizados sinais *EMG* do utilizador de músculos opostos de modo a modular a rigidez de uma articulação real.



(a) Controlo *MPL* de ordem reduzida



(b) Controlo *MPL* no espaço cartesiano

Figura 2.1: Exemplos das tipologias de controlo de MPL existentes.

Sendo que a robótica suave é uma área científica relativamente recente, existem várias definições para aquilo que a mesma pretende ser. Uma definição relevante para o problema em questão é referida em [18][19], sendo vista como o estudo da utilização de materiais suaves no projeto de manipuladores robóticos, de modo a cumprir determinados requisitos de suavidade para o seu ambiente e utilizadores. A suavidade do manipulador é aqui definida como a tensão criada no espaço de trabalho e no recetor, dada uma deformação material particular numa dada configuração estrutural do manipulador. A suavidade depende também da suavidade dos seus componentes, nomeadamente no referente à fonte de potência, mecanismo, atuador e sensor.

Existe uma grande quantidade de sistemas emergentes nesta área maioritariamente devido a atuadores suaves, como aqueles descritos em [20, 21, 22, 23, 24].

2.3 Captura de movimento

A informação cinemática do corpo humano pode ser capturada e utilizada de modo a treinar, monitorizar e reabilitar indivíduos[25, 26]. Este processo de captura consiste na amostragem e gravação do movimento corporal sob a forma de dados cuja natureza é frequentemente tridimensional. Os requisitos mínimos para esta tecnologia prendem-se com a captura de vários tipos de movimento, como são exemplos a flexão, torção, adução, entre outros. Devem também seguir o movimento de forma realista, usando uma taxa de amostragem adequada.

De salientar também que a tecnologia deverá ser capaz de seguir todas as gamas de movimentos, não havendo amplitudes fora dos limites de captura pretendidos. Deve ainda ser garantida alguma exatidão de modo a possibilitar a captura de movimentos subtis. Idealmente, o sistema de interesse deverá ser fácil de usar e compacto de modo a não interferir com o exercício reabilitativo. O custo deve também ser razoável de modo a poder ser produzido em larga escala e utilizado por vários pacientes. Deverá também ser suportado por um software que permite representar e relatar o movimento observado. Os critérios de avaliação de desempenho destas tecnologias prendem-se especialmente com questões práticas e de medição, de entre as quais:

- Quantidade de pontos de seguimento por segundo
O uso indevido da informação atualizada pode resultar numa menor exatidão das medições. A comunicação de informação e tamanho de pacotes de dados enviados importa.
- Exatidão
Avaliada segundo a diferença entre a posição real do objeto e aquela medida pelo sistema
- Precisão
Avaliado segundo a repetibilidade na obtenção dos resultados, na eventualidade do aparecimento de erros sistemáticos;
- Deriva de medição
Avaliado segundo a possível diminuição da exatidão do sistema em função do tempo de ensaio;
- Alcance
Avaliado segundo as considerações de volume de operação do sistema, sendo importantes as considerações relativas à uniformidade da sensibilidade em todos os eixos. Tende a ser inversamente proporcional à exatidão fornecida pelo sistema;
- Portabilidade
Avaliado segundo o conforto que proporciona ao utilizador na sua utilização, que deriva naturalmente da necessidade de equipamento ser colocado pelo utilizador e, em caso afirmativo, se o seu peso e volume provoca alterações indesejáveis no comportamento do mesmo e, conseqüentemente, enviesa as medições efetuadas;

- Durabilidade

Avaliado segundo o tempo médio de vida do sistema até que tenha de ser substituído ou reparado sem que este tenha sido alvo de uso indevido;

- Custo

Avaliado segundo o custo de obtenção, uso e manutenção do sistema em questão.

Segundo [27], existem 3 tipos de tecnologias bem-disseminados e predominantes nesta área, com características distintas:

- Sistemas inerciais;
- Sistemas optoeletrónicos;
- Sistemas eletromagnéticos.

2.3.1 Sistemas inerciais

Os sistemas de captura inercial baseiam-se na combinação das medições da aceleração e de forças giroscópicas, utilizando sensores microeletromecânicos posicionados no corpo do indivíduo em estudo, criando um sistema de seguimento sem referencial onde a posição inicial é conhecida e que, a cada leitura, atualiza a posição instantânea[28, 27]. O acelerómetro deteta a aceleração instantânea, que é integrada de modo a calcular a velocidade e novamente integrada de modo a calcular a posição. Naturalmente, estas sucessivas integrações acumulam o erro de integração de velocidade, que sendo depois reintegrado, tende a causar erros não-desprezáveis de posição, ao longo do tempo. É também comum que surjam erros provenientes da força gravítica não ser totalmente excluída destes cálculos. O giroscópio, por sua vez, possibilita a deteção de velocidade angular. Os sistemas inerciais obtêm dados de 3 a 6 graus de liberdade de movimento. A distorção espacial é reduzida, o que se traduz numa boa exatidão. Em termos de erros de medição, possui um reduzido *jitter*, elevada deriva de medição ao longo do tempo e atraso muito reduzido. A sua taxa de amostragem é elevada assim como o alcance de utilização. No entanto, apenas é produzido um ponto de seguimento que consiste no ponto do colocação do sensor inercial em si, pelo que o número de pontos medidos equivale à quantidade de sensores disponíveis e seguidos pelo algoritmo, que deverá contemplar a fusão dos dados de alguma forma.

É um sistema sem fios podendo ser utilizado numa área ampla, cuja interferência resulta principalmente da aceleração gravítica que não é desprezada pelo mesmo. Na generalidade é uma tecnologia de custo reduzido, sendo que os circuitos integrados para esta finalidade têm um custo unitário de 5€¹. No entanto, soluções neste campo, com maior sofisticação e para captura de movimento de todos os membros corporais podem rondar os 500€² de custo. Também pelo facto de necessitar apenas de circuitos integrados, a portabilidade do sistema é garantida, dependendo

¹https://mauser.pt/catalog/product_info.php?cPath=166726692670products;d=096-6272

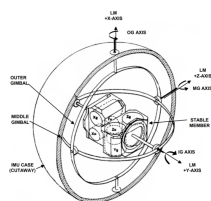
²<https://shop.xsens.com/shop/xsens-dot/starter-set/?hsCtaTracking=cae85ca5-e471-4193-8992-d3fd3bd31fab%7C9c308b22-fcf6-4868-b307-ea1c81c12d06>

apenas da massa e volume do circuito integrado, quase desprezável e a estrutura mecânica que o suporta no membro ou membros de interesse para a medição a realizar. A sua durabilidade é muito extensa, quase ilimitada partindo do princípio que os sensores não serão alvo de utilização indevida.

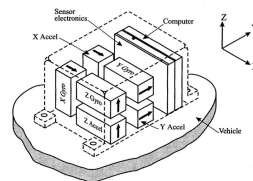
No entanto, é de salientar que a exatidão da posição medida por estes sistemas reduz-se progressivamente ao longo do tempo de ensaio, dada a introdução do erro de integração que cresce ao longo do tempo (fenómeno conhecido como deriva de medição). Existe ainda a necessidade de re-centrar o sujeito caso o erro de posição seja grande o suficiente para perturbar as medições, para além de que necessita de ser calibrado a cada ensaio em relação à aceleração da gravidade.

Cada unidade inercial de movimento deve ter pelo menos 3 giroscópios dispostos ortogonalmente entre si e 3 acelerómetros. A navegação inercial é uma técnica na qual as medições destes dispositivos são usados para seguir a posição e orientação de um objeto com base no seu ponto de partida, orientação inicial e velocidade.

Existem duas configurações utilizadas predominantemente para o seguimento de movimento utilizando sistemas inerciais:



(a) Sensor de configuração *Stable*



(b) Sensor de configuração *Strapdown*

Figura 2.2: Diagramas de ambas as configurações de sensor inercial.

- *Stable*

Os sensores inerciais são colocados numa plataforma isolada de qualquer movimento rotacional externo, mantendo-se alinhada com o referencial global através da utilização de uma suspensão de *Cardan*. Os giroscópios montados na plataforma detetam qualquer tipo de rotação, sendo que estes dados são usados no controlo de motores de binário de modo a cancelar a rotação, mantendo a plataforma alinhada com o referencial global.

Para o seguimento da orientação do dispositivo são lidos os ângulos entre suspensões adjacentes. O cálculo da posição é feito através da integração da aceleração mensurada. Numa fase inicial é necessário calibrar os sensores, subtraindo a aceleração da gravidade no canal vertical antes de efetuar a integração.

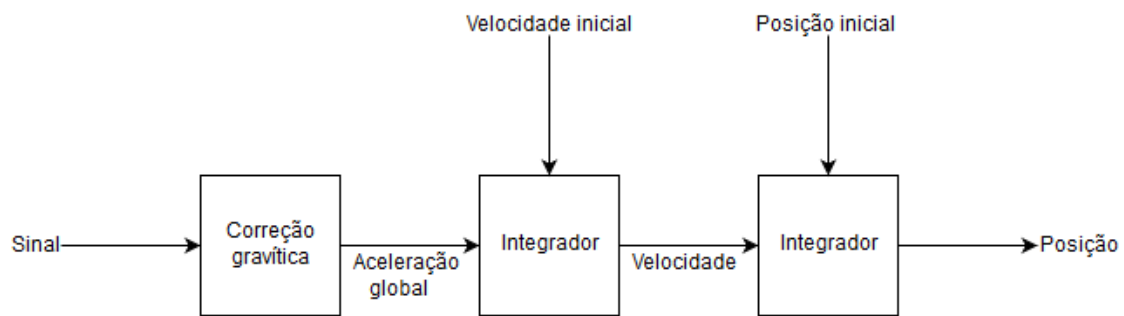


Figura 2.3: Esquema da arquitetura *Stable*.

- *Strapdown*

Os sensores inerciais são montados rigidamente no dispositivo, sendo que os valores de saída são medidos no referencial relativo em vez do global. Para seguir a orientação os sinais provenientes dos giroscópios são integrados. Para seguir a posição, os três sinais provenientes dos acelerómetros são combinados juntamente com a orientação de modo a obter a posição global do dispositivo. À semelhança da configuração anterior, os sinais de aceleração global são integrados. Nesta configuração eliminam-se os erros de integração dupla à custa de um acréscimo na complexidade computacional do algoritmo.

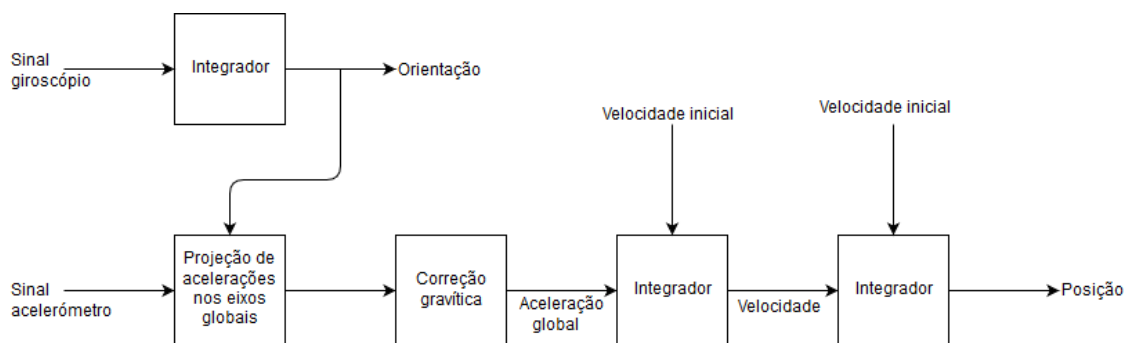


Figura 2.4: Esquema da arquitetura *Strapdown*.

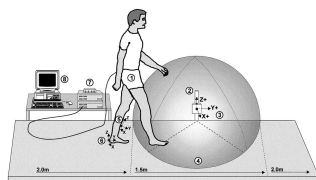
2.3.2 Sistemas eletromagnéticos

Os sistemas eletromagnéticos baseiam-se no acoplamento de emissores e sensores, sendo que ao nível dos emissores é aplicada uma corrente através de 3 bobines, formando um campo eletromagnético por cada uma destas[27, 29]. As 3 bobines ortonormais geram um campo tridimensional. Ao nível dos sensores é gerada uma força eletromagnética proporcional à força da respetiva norma numa dada direção do espaço, sendo que a força do campo é atenuada consoante a distância ao sensor. Deste modo é possível determinar a posição absoluta e orientação de um sensor relativamente às fontes emissoras. Os sistemas eletromagnéticos retornam dados de 6 graus de liberdade, sendo que a distorção espacial é reduzida, facto que lhe confere uma boa exatidão. O *jitter* é baixo, sendo de 1 mm e não existe deriva ao longo das medições efetuadas. Por outro

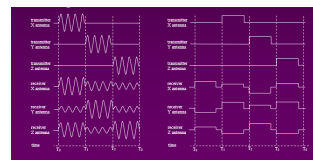
lado conferem um elevado atraso, até 4 ms. A sua taxa de amostragem ronda geralmente os 120 Hz, sendo a mais baixa dos sistemas considerados. Possuem um alcance de até 150 cm, com uma quantidade de pontos seguidos razoável. Apresentam-se frequentemente na forma de sistemas sem fios e cuja interferência se deve fundamentalmente ao campo eletromagnético da terra e a deformações de campo na presença de metais ferromagnéticos. A sua portabilidade é garantida, tendo durabilidade elevada e um custo médio a elevado.

Como vantagens, este sistema apresenta receptores pequenos que não perturbam o movimento do seu utilizador, tendo um custo acessível e não necessitando de linha de visão direta para transmitir informação.

Adversamente, a área de trabalho é reduzida e a exatidão do sistema diminui bruscamente com o afastamento dos sensores ao campo eletromagnético dos emissores. Devido à filtragem de interferências o sinal tem uma latência bastante elevada e requer tanto transmissores como emissores para operar.



(a) Caso de uso



(b) Dados recebidos pelo sistema

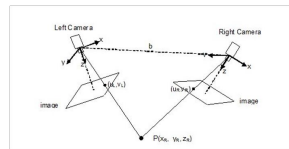
Figura 2.5: Exemplo de utilização de um sistema de captura de movimento eletromagnético.

2.3.3 Sistemas optoeletrónicos

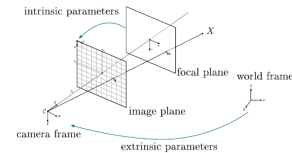
Tal como descrito em [25, 30, 31], os sistemas optoeletrónicos funcionam com base numa rede de câmaras disposta de modo a filmar um dado espaço de trabalho, sendo que alguns marcadores são colocados no corpo do sujeito de modo a formar um projeção tridimensional do mesmo. Dado o uso de câmaras, torna-se necessário proceder a uma calibração do sistema, que consiste na afinação de alguns parâmetros do mesmo de modo a obter coerência na imagem. Os parâmetros intrínsecos são a distância focal, o fator de escala e o coeficiente de distorção na lente em si. Em termos de parâmetros extrínsecos é necessário equacionar a posição e orientação da câmara de modo a poder obter a posição absoluta do sujeito de teste e do seu movimento. Em alguns sistemas é possível a utilização de apenas uma câmara, o que requer apenas a calibração dos seus parâmetros intrínsecos.

Os sistemas optoeletrónicos fornecem dados com 6 graus de liberdade, para além de capturarem uma vasta quantidade de pontos para seguimento[32]. Na generalidade, possuem uma baixa distorção espacial que se traduz numa boa exatidão, resolução de até 1 mm, um *jitter* bastante baixo que se traduz numa boa precisão e uma deriva de medição desprezável. Contudo, é possível que apresentem um *lag* moderado. Possuem uma taxa de amostragem variável de acordo com o dispositivo usado e aplicação pretendida.

As principais vantagens do uso destes sistemas são o seu baixo custo relativo, a sua ampla área de atividade, na gama dos 100x100 cm e superiores e, em geral, uma boa exatidão nas medidas proporcionadas. Em seu detrimento, à medida que se pretende uma qualidade melhor o custo de equipamentos sobe exponencialmente. É também uma tecnologia de captura sujeita a erros de oclusão e calibração.



(a) Princípio de funcionamento



(b) Determinação de parâmetros de calibração.

Figura 2.6: Exemplo de utilização de um sistema de captura de movimento optoeletrónico.

2.3.4 Síntese de tecnologias de captura de movimento

Abaixo é possível analisar um quadro-resumo das tecnologias de seguimento de movimento descritas nesta secção:

	Inercial	Eletromagnético	Optoeletrónico
Quantidade de pontos de seguimento	1 por unidade	1 por unidade	Múltiplos
Precisão	<1 °	0.1 - 2.5 mm	5 mm
Melhor resolução	0.1 °	0.1 mm	0.1 mm
Largura de banda	20-150 Hz	100-2500 Hz	20-150 Hz
Desfasamento	Reduzido	Reduzido	Médio
Taxa de atualização	Elevada	Elevada	Média
Alcance	Muito amplo	Amplo	Reduzido
Susceptibilidade a interferência	Campo gravítico	Oclusão	Campo magnético
Portabilidade	Elevada	Elevada	Reduzida
Durabilidade	Elevada	Média	Elevada
Custo	1€ - 1000€	2000€	200€ - 2000€

Tabela 2.1: Quadro-síntese das principais tecnologias de captura de movimento.

2.4 Aquisição e processamento de biosinal

2.4.1 Eletrofisiologia

Os sinais bioelétricos são o resultado de fenómenos de atividade química ao nível celular, que se traduzem na formação de potencial elétrico. Estes fenómenos ocorrem em tecidos nervosos, musculares e glandulares do corpo humano. O fluxo iónico através da membrana celular faz com que haja um gradiente eletroquímico na membrana semi-permeável da célula. As células excitáveis exibem tipicamente dois tipos de potencial:

1. Potencial de repouso

A membrana celular neste estado é ligeiramente permeável à entrada de iões Na^+ e totalmente permeável face a iões K^+ e Cl^- . Ao longo da membrana forma-se uma distribuição iónica inequitativa, que é mantida pela ação da bomba sódio-potássio e consequentemente pelo gasto de energia à custa da troca de adenosina trifosfato. Em repouso, o interior da célula torna-se eletricamente mais negativo quando comparado ao meio exterior, sendo a diferença de potencial de -40 a -90 mV.

2. Potencial de ação

Quando uma célula é estimulada adequadamente, é causada a despolarização da membrana celular que, sendo superior a um determinado potencial limiar, desencadeia um potencial de ação de alta amplitude que percorre a membrana a velocidade constante e sem ser atenuado. As alterações nos potenciais variam em amplitude dependendo da força do estímulo e também quando localizadas em pequenas áreas da membrana. O potencial de ação é atingido através de dois processos:

(a) Despolarização

Quando uma célula é excitada a membrana celular aumenta a sua permeabilidade, o que permite a passagem de iões Na^+ para o interior da mesma. Este fluxo constitui uma corrente iónica que contribui para o aumento da despolarização e da permeabilidade. Este sistema de retroalimentação positiva leva a um surto de iões Na^+ a entrar na célula, sendo que o seu interior se torna eletricamente positivo, com pico sensivelmente nos 20 mV.

(b) Repolarização

O processo de despolarização aumenta também, com um atraso, a permeabilidade da célula a iões K^+ através dos canais respetivos. Próximo do pico da despolarização, a permeabilidade a iões de sódio decai e o efluxo de iões K^+ do interior da célula leva à repolarização da célula, cuja tensão regressa ao potencial de repouso original.

Este fenómeno tem como período refratário absoluto 1 ms nas células nervosas, sendo um fenómeno quase impulsivo.

Eletricamente, a membrana celular pode ser vista como um condensador, uma dupla camada que funciona como separador de cargas eléctricas. Mais precisamente, pode-se afirmar que é um condensador que vaza alguma carga através de canais iónicos intra-membranosos, sendo que a sua permeabilidade seletiva permite um fluxo vazante de corrente iónica. Os sinais eléctricos do corpo humano são bastante diferentes daqueles trabalhados no âmbito comum da electrónica aplicada, sendo que a gama de energia de que se dispõe muito mais limitada.

2.4.2 Classificação de biosinais

Considera-se um biosinal qualquer sinal obtido de um sistema biológico ou originado por um processo fisiológico. Os biosinais podem ser classificados segundo a sua origem fisiológica, podendo esta ser:

- Elétrica

Gerados nas células nervosas e musculares, nas quais se podem efetuar medições singulares ou grosseiras, com microelétrodos ou elétrodos de superfície, respetivamente;

- Magnética

Gerados no encéfalo, coração e pulmões que produzem campos magnéticos extremamente fracos, que contêm informação adicional daquela obtida de sinais bioelétricos, como no caso das ondas cerebrais que complementam a informação eletroencefalográfica;

- Impedância

Gerada em todos os tecidos mas principalmente medida na superfície corporal, a informação sobre actividade eletrodérmica informa acerca da sua composição, volume e distribuição sanguínea na pele;

- Acústica

Gerados em diversos fenómenos fisiológicos que causam ruído acústico, como são exemplos o fluxo de sangue através do coração, das suas válvulas ou vasos ou o fluxo de ar através das vias respiratórias superiores, inferiores e pulmonares. Estes fenómenos também ocorrem no trato digestivo e nas contrações musculares;

- Mecânica

Sinais de movimento e deslocamento, pressão e tensão que ocorrem sempre que exista movimento músculo-esquelético voluntário (adução, supinação, pronação, entre outros).

- Química

Gerados em praticamente todos os fenómenos fisiológicos, podem ser medidos por amostragem de tecidos vivos para análise em laboratório, como acontece numa biópsia;

- Ótica

Gerados em alguns fenómenos fisiológicos que causam alteração de propriedades óticas do corpo. Uma manifestação deste biosinal pode ser observada, por exemplo, no nível de oxigenação do sangue.

Esta classificação é útil primariamente no apoio à seleção de um sistema de medição adequado à grandeza em questão.

2.4.3 Principais problemáticas

Existem várias questões encontradas na aquisição de sinal biomédico, que se prendem principalmente com:

- Acessibilidade

A preferência por técnicas de medição não invasivas, que asseguram a segurança e conforto do paciente, conduzem à medição indireta, onde as variáveis de interesse não são acessíveis. A extrapolação de um sinal através da sua medição indireta está naturalmente mais sujeita a erros.

- Variabilidade

A variabilidade interindividual confere barreiras à medição convencional, dado que se espera que a instrumentação de medição colmate a mesma e seja capaz de fazer medições precisas em cada caso.

- Interdependência

Raramente os subsistemas de interesse para a medição estarão isolados e, sob esse pressuposto, será expectável alguma interferência cruzada relativamente a outros subsistemas adjacentes.

- Interferência

A própria instrumentação e procedimentos para a utilizar modificam o sistema de interesse ou o seu estado atual, interferindo com o mesmo.

- Limitação energética

Os fenómenos fisiológicos do corpo humano, comparativamente aos sinais convencionais, são de uma ordem de grandeza muito reduzida e requerem amplificadores muito sensíveis (na ordem dos μV). Por outro lado, estes amplificadores são também extremamente sensíveis a interferência.

2.4.4 Eletromiografia

A unidade funcional do sistema neuromuscular é denominada de unidade motora[27]. Esta unidade consiste num único neurónio motor e o grupo de fibras musculares que este estimula. É a unidade muscular mais reduzida que pode ser ativada voluntariamente. Na interseção de várias fibras, as fibras de uma dada unidade motora estão intercaladas com outras unidades motoras. A suavidade de uma contração muscular é resultante de uma mistura de unidades motoras de *fast twitch* e *slow twitch*. O potencial de ação de uma unidade motora é o somatório da atividade elétrica de todas as fibras musculares ativadas por uma única unidade motora. A intensidade da força muscular aumenta através do maior recrutamento de unidades motoras adjacentes. As fibras

motoras de uma única unidade motora constituem um fonte bioelétrica distribuída, localizada num volume condutor juntamente com outras fibras, sangue, osso e tecidos conjuntivo.

Normalmente, um eletrodo de superfície medirá o efeito conjunto do potencial de ação combinado de várias unidades motoras, que é detetado como uma pequena tensão. A diferença de potencial é registada como uma onda de despolarização que atravessa os eletrodos de forma sequencial, resultando em ondas monofásicas, bifásicas ou trifásicas dependendo do tipo de medição efetuado. As características do biopotencial EMG são as seguintes:

- A fonte elétrica é a membrana muscular, a um potencial médio de $-70mV$;
- Os potenciais EMG medidos têm a sua amplitude entre os $50\mu V$ e os $30mV$, dependendo do músculo sob medição;
- O período da forma de onda EMG tem uma duração média entre 3 a $15ms$;
- A taxa de repetição de disparo de uma unidade motora é de entre 7 a $20Hz$;
- As formas de onda variam segundo condições musculares particulares ou fadiga.

A metodologia de aquisição EMG é a medição diferencial bipolar com eletrodos, de entre as 2 tipologias mais abrangentes: os superficiais, mais comuns e menos invasivos ou os de agulha, mais invasivos e mais exatos. A colocação dos eletrodos deve ser feita de forma sobrejacente ao músculo de interesse e segundo a orientação da fibra predominante do mesmo. O dipolo é tipicamente ligado à terra através da sua colocação numa zona eletricamente inerte do corpo (tipicamente nos cotovelos). As zonas de medição são também limpas com álcool etílico antes de se efetuar a medição. A influenciar a medição existem os fatores geo-anatómicos associados às características dos eletrodos (tamanho, forma, alinhamento) e ao indivíduo em questão (temperatura sanguínea, espessura de pele, grau de coordenação motora). A amplitude da onda varia com a contração muscular numa relação não-linear, no entanto fica habilitada a determinação de ativação e desativação muscular durante o movimento do utilizador, fadiga muscular[33] e o padrão de ativação observado.

Dada a elevada variabilidade interindividual, é comum a calibração a partir de uma referência conhecida, que permite a comparação de diferentes atividades para diferentes músculos, em diferentes indivíduos e para tarefas distintas. O método mais usado para normalização é a contração máxima voluntária (MVC), em que o utilizador, antes de iniciar a medição, faz uma contração de curta duração (1s) com a máxima intensidade possível, sendo os valores medidos seguidamente padronizados em relação à máxima diferença de potencial produzida na atividade EMG do utilizador nessa contração.

2.4.5 Técnicas de processamento digital de sinal

Atualmente, com a prevalência de tecnologias digitais, uma grande parte do processamento de sinal é efetuado de forma discreta. O processamento digital de sinal implica, naturalmente, a digitalização do sinal para a sua forma digital. Este processo consiste de dois subprocessos: a amostragem do sinal, que permite que este seja discretizado no tempo e a quantização do sinal que permite que a sua amplitude seja discretizada. O processamento analógico de sinal é frequentemente usado, no entanto, surgem várias problemáticas relacionadas com a sua utilização, como ilustradas em [34]:

- Reprogramabilidade;
- Fiabilidade;
- Resistência ao envelhecimento;
- Precisão.

A digitalização dos sinais permite então que estes sejam processados de forma homóloga, evitando as problemáticas referidas, com o custo de ser necessário dispor ferramentas computacionalmente capazes de cumprir numa janela temporal adequada o processamento do sinal. Felizmente, na atualidade quase todos os sistemas já existem na forma digital, pelo que não acresce à sua complexidade e custo adicionar esta componente.

2.5 Conceitos de instrumentação biomédica

2.5.1 Padrão de desenho generalizado

De acordo com *Webster*[27], os sistemas de instrumentação biomédica são compostos de vários componentes:

- Sensorização:
Deteta sinais bioquímicos, bioelétricos ou biofísicos, servindo também como interface segura com os materiais biológicos;
- Atuação:
Controla parâmetros bioquímicos, bioelétricos ou biofísicos. No caso de ter contacto directo com o sujeito, deverá também ter uma interface segura com os materiais biológicos;
- Interface:
Corresponde as características elétricas do sensor ou atuador com a unidade de computação. Preserva a relação sinal-ruído do sensor, a eficiência do atuador e a largura de banda de ambos. Serve de interface segura com os restantes componentes do instrumento e por vezes reúne também as primeiras potencialidades de processamento e condicionamento do sinal do sistema;

- Unidade de computação:

Serve de interface primária para o utilizador e de controlo e monitorização para todo o sistema. Nesta unidade é feito o armazenamento de dados para o sistema e o processamento de dados mais exigente e computacionalmente pesado. Mantém uma operação segura e unificada de todo o sistema.

A unidade de atuação neste arranjo estrutural serve, na maior parte dos casos, para dar *feedback* ao utilizador sobre as medições a serem efetuadas. Por vezes, dependendo da instrumentação utilizada, o utilizador não terá os conhecimentos necessários para fazer um diagnóstico correto dos dados, sendo que nestes casos é útil a adição de um profissional para formar um *feedback* eficaz para o utilizador, facilitando o diagnóstico e tratamento corretos.

Noutros casos, é possível que com uma formação adequada e sendo o instrumento bem-desenhado, o utilizador seja capaz de se monitorizar e controlar. Esta perspetiva é bastante mais interessante enquanto objetivo da bioinstrumentação, tornando os pacientes mais autónomos e libertando os profissionais de saúde para poderem realizar procedimentos mais complexos. Um exemplo deste tipo de dinâmica acontece atualmente em pacientes diabéticos, que monitorizam os seus níveis de glucose através de sensores apropriados e entram em contacto com um médico em caso de alerta. A categorização desta instrumentação é feita com base na sua finalidade, podendo esta ser para diagnóstico, terapêutica ou monitorização contínua.

2.5.2 Verificação e validação

A verificação de um projeto de instrumentação biomédica é um processo que pretende verificar se as saídas do sistema desenhado se coadunam com os requisitos das suas entradas, pretendendo a especificação de amplitudes de operação em termos de energia, telemetria e temperatura, assim como a especificação de características internas técnicas, relacionadas com a forma de transmissão de dados, operação de memória e operação dos sensores usados em termos de ganho, largura de banda e ruído.

A validação de um projeto de instrumentação biomédica serve para avaliar a conformidade do dispositivo com as necessidades do utilizador e uso pretendido, compreendendo especificações de interface externa, na qual os dados são apresentados ao utilizador do dispositivo que devem ser o mais claros e exatos possível

2.5.3 Segurança

A utilização de tecnologia médica pretende melhorar os cuidados de saúde em todas as especialidades médicas, procurando aumentar a previsibilidade de condições patológicas de modo a reduzir a morbilidade e mortalidade dos pacientes. No entanto, a complexidade dos dispositivos médicos e sua utilização podem contribuir para o aumento de lesões em pacientes, derivados do uso incorreto dos dispositivos, que tanto poderá ser um resultado de falta de experiência como de treino inapropriado na sua utilização. Desta hipótese surge desde cedo a necessidade de definir

com clareza procedimentos de uso correto deste tipo de instrumentação e desenvolver mecanismos de defesa à prova de falhas em todos os dispositivos. Os procedimentos médicos expõem frequentemente os seus pacientes a vários riscos de perigo, sobretudo quando se lidam com substâncias e fontes de energia potencialmente lesivas, como as radiações, os campos eletromagnéticos, tensões mecânicas, entre outros.

Comprovar a segurança de um dispositivo biomédico de forma eficaz implica provas clínicas, testes do dispositivo num número de indivíduos predefinido por uma duração predefinida e coleção de dados para inferência estatística. Por norma os dispositivos a provas são comparados com dispositivos já existentes e é feita uma análise de riscos, modos de funcionamento à prova de erros (*failsafe*) e averiguação de biocompatibilidade.

2.6 Caraterização do problema

2.6.1 Definição do problema

Apesar da existência de várias soluções de foro reabilitativo, grande parte são dispendiosas, devem ser ligadas a fontes de alimentação externas e não são informativas para o sujeito que utiliza estes dispositivos. A solução proposta visa colmatar estas falhas e expandir as soluções já existentes adicionando sensorização específica e uma interface que pode ser usada no computador de modo a melhor visualizar os dados recolhidos e o seu tratamento.

2.6.2 Soluções existentes

Definindo o problema a abordar, procedeu-se a um estudo de mercado das soluções já existentes para o solucionar, sendo estas subdivididas nos seguintes tópicos:

1. Sensorização:

(a) *Xsens MTI*[35]:

Consiste num conjunto de, no máximo, 17 sensores inerciais, sendo essa a quantidade total de pontos de seguimento, com alcance de 20 m dentro de edifícios e 50 m no exterior, frequência de amostragem de até 100 Hz e carga com duração de 6 h em operação. O seu custo é de 259€ por cada conjunto de sensores;

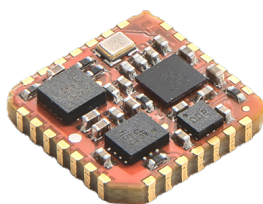


Figura 2.7: Sistema de captura de movimento inercial *Xsens*.

(b) *Cometa*[36]:

Consiste num *tracker* IMU, com massa unitária de 10 g, frequência máxima de amostragem de 280Hz igual em todos os canais (máximo de 24), 8 h de duração de carga em operação e um SDK para controlo total do hardware e da aquisição via USB. O seu alcance máximo de transmissão de dados é de 50 m.



Figura 2.8: Sistema de captura inercial *Cometa*.

(c) *Polhemus*[37]:

Consiste num *tracker* eletromagnético com frequência máxima de amostragem de 240Hz em até 16 canais de transmissão, informação de 6 graus de liberdade, massa unitária de 1 g e facilmente embutível, dado que não requer campo de visão do objeto;



Figura 2.9: Sistema de captura *Polhemus*.

(d) *Flock of Birds*: [38]

Consiste num sistema de captura eletromagnético com tecnologia de pulsos DC pelo que não sofre de problemas relacionados com oclusão. Localização espacial de objetos com 6 graus de liberdade com imunidade a distorção proveniente de metais condutores não magnéticos. Tem fonte de alimentação incluída e os seus sensores são de portabilidade garantida (25 mm).

Figura 2.10: Sistema de captura *Flock of Birds*.(e) *Microsoft Kinect*:

O *Microsoft Kinect* consiste numa câmara de infravermelhos de portabilidade reduzida, que pode não ser necessariamente utilizada de forma lúdica, como é possível registar em [31]. No entanto, para o efeito pretendido, não se considera algo optimizado para efeitos de investigação e desenvolvimento.

Figura 2.11: Câmara de infravermelhos *Microsoft Kinect*(f) *Leap Motion*[39]:

Consiste numa câmara de infravermelhos extremamente portátil. A captura de movimento deste dispositivo tem um campo de visão alargado, de $120 \times 150^\circ$ e distância de seguimento máxima de 60cm. A sua latência é muito reduzida, de 0,01 ms no máximo, sendo este desfasamento impercetível ao olho humano. Para além disso, produz um modelo esquelético da mão humana robusto e fiável, indicado para efeitos de investigação. Tem ainda um SDK próprio para facilitar a sua utilização e integração numa vasta gama de sistemas;

Figura 2.12: Câmara de infravermelhos *Leap Motion*(g) *Optotrak Certus*[40]

Consiste num sistema de captura optoeletrónico, com exatidão relatada de até 0,1 mm e com frequência de amostragem máxima de 4600Hz. Tem até 512 pontos de seguimento e está pré-calibrado para uma utilização expedita após obtenção. Não possui

fos pelo que oferece total liberdade de movimento para o utilizador e tem uma latência exceccionalmente baixa, de 12 ms, transmitindo os dados capturados quase em tempo real.



Figura 2.13: Sistema de captura *Optotrak Certus*.

2. Microcontrolador:

(a) BITalino:[41]

O BITalino é um microcontrolador projetado especificamente para aplicações biométricas. Baseado num microprocessador da família *ATMEGA*, tem 16 pinos e uma resolução de 10 *bits* (ou 8 no caso de se utilizar mais de 4 canais analógicos). Para além disso inclui os seus próprios sensores na placa de aquisição modular, podendo os seus componentes ser ligados conforme as necessidades do utilizador, não sendo necessário recorrer a circuitos auxiliares. Tem um custo de 169 € ;

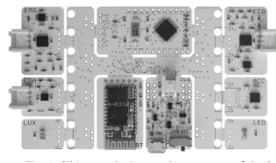


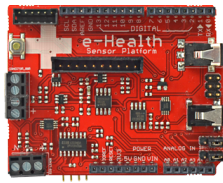
Figura 2.14: Placa de protipagem para sensorização biométrica *BITalino*.

(b) Conjunto *Arduino Uno*[42] e *eHealth Board 2.0*[43]

O *Arduino Uno* é talvez o mais utilizado dentro do mundo dos microcontroladores. Todavia, não está otimizado para minimizar o consumo de energia ao ligar diversos sensores analógicos em simultâneo. Para além disso, não tem *WiFi* embutido. É uma solução muito usada em pequenos projetos, mas não a nível industrial. Tem um custo que ronda os 20€. Para aplicações no contexto biomédico, inclui-se a placa de aquisição *eHealth 2.0* que tem o custo de 219€, que inclui sensorização IMU e sEMG de elevada precisão, não sendo necessário recorrer a circuitos auxiliares;



Figura 2.15: Microcontrolador *Arduino Uno*.

Figura 2.16: Placa de sensorização de dados biométricos *eHealth 2.0*

(c) ESP32[44]:

O ESP32 é um microcontrolador desenvolvido especificamente para ser robusto a nível industrial e operar em baixo consumo energético. Possui entradas analógicas suficientes para integrar os sensores escolhidos, tem integrado protocolos de comunicação *WiFi* e *Bluetooth*, uma arquitetura nativa de 32 bits (permite uma maior precisão nas medidas retiradas) e um controlo de carregamento e uso de bateria externa já embutido no sistema. Além disto, o ESP32 possui pinos ADC, com uma resolução de 12 Bits e uma gama de leitura de tensão de 0 a 3.3 V. O custo do produto ronda os 20 € ;

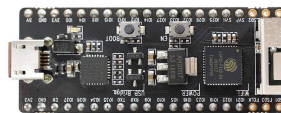


Figura 2.17: Microcontrolador ESP32.

(d) ESP8266[45]:

O ESP8266 é semelhante ao já mencionado ESP32, sendo também utilizado na indústria e podendo funcionar em regimes de baixo consumo energético. As diferenças mais relevantes em relação ao ESP32, tendo em conta o contexto deste projeto, prendem-se com a resolução dos pinos ADC (10 Bits, em comparação com os 12 Bits do ESP32), bem como na gama de leitura destes mesmos pinos (entre 0 e 1 V). O custo relativo a este *chip* ronda os 13 € .



Figura 2.18: Microcontrolador ESP8266.

3. Interface gráfica:

(a) *Unreal Engine*:

O ambiente de desenvolvimento Unreal Engine é amplamente usado para desenvolver jogos, sendo *open-source* e suportado pela *framework* C++, sendo todas as aplicações desenvolvidas usando esta linguagem em conjunto com o IDE. Não possui suporte nativo para tecnologias de sensorização;

(b) *Unity*:

O ambiente de desenvolvimento *Unity* é também utilizado para desenvolver jogos, permitindo representar no espaço tridimensional simulado vários objetos, com base num motor de física que corre paralelamente ao de jogo. Como ponto positivo, tem um *hub* onde se podem obter, muitas vezes de forma gratuita, pacotes de *software* que permitem desenvolver facilmente aplicações na linguagem C#, tendo como base a *framework* .NET. Possui suporte para o sensor ótico *Leap Motion*.

(c) *Godot Engine*:

Este ambiente de desenvolvimento surgiu recentemente no MIT, motivo pelo qual ainda não possui suporte para tecnologias externas, em particular para efeitos de pesquisa e investigação. Contudo, permite a criação de ferramentas personalizadas, edição de conteúdo durante a execução do programa e *nodes* nativos que facilitam o fluxo de trabalho.

2.6.3 Solução proposta

Pretende-se desenvolver um sistema capaz de capturar o movimento e o sinal eletromiográfico do braço completo, que deve ainda ser capaz de representar os dados a serem adquiridos em tempo real através da plataforma *Unity*. O ambiente virtual deverá possibilitar o estudo comparativo de aquisição através de um sistema inercial e outro optoeletrónico, de modo a melhor compreender qual dos dois será mais vantajoso utilizar ou até uma combinação de ambos, como é o caso de [46].

Existem inúmeras tecnologias no mercado atualmente que visam preencher estas lacunas. No entanto, pretende-se que o dispositivo final tenha algumas características desejáveis que não são facilmente encontradas no mercado, nomeadamente:

- Conforto na utilização;
- Custo reduzido;
- Possibilidade de adaptação.

Para o efeito, utilizar-se-à uma placa de desenvolvimento *BITalino* para a aquisição de sinais eletromiográficos e inerciais e ainda um dispositivo *LEAP Motion* para a captura de movimento. Estas tecnologias cumprem assim os requisitos de portabilidade e acessibilidade de custo pretendidas, assim como a representação em realidade aumentada.

Capítulo 3

Desenvolvimento do projeto

Neste capítulo é descrito o desenvolvimento e implementação do sistema de aquisição de sinal do sujeito a nível de esforço muscular e movimento dos membros. Com ambas as técnicas incluídas no ambiente de realidade aumentada, procurar-se-à perceber através de ensaios de posição a exatidão do sistema no seguimento da mão humana.

3.1 Definição e planeamento

3.1.1 Equipamento usado

Para alcançar os objetivos pretendidos, procurou-se dispor de tecnologias já existentes no laboratório de biomecânica, desde que fossem ao encontro dos objetivos estabelecidos e suficientemente adequadas para o efeito pretendido. Para o seguimento da mão consideraram-se duas tecnologias com técnicas de captura diversas: um par sensorial eletromiográfico-inercial da placa de aquisição BITalino e uma câmara de infravermelhos *Leap Motion*.

A escolha de dois tipos distintos de sensorização serviu simultaneamente dois propósitos de especial interesse para a investigação a desenvolver: em primeiro lugar permitiu colmatar o risco de falha do projeto caso o sensor escolhido, após implementação e testes, se mostrasse inadequado para a finalidade de reabilitação, pondo em risco toda a finalidade do trabalho dissertativo; a segunda, para fomentar o estudo comparativo de ambas as tecnologias, comprovando efetivamente as suas características mediante a informação estabelecida no estado da arte e possibilitando uma simbiose de ambas, caso essa solução se apresenta como a mais proveitosa.

A placa de aquisição é composta por vários módulos facilmente desconectáveis para permitir a prototipagem rápida de soluções de sensorização biométrica. Os seus módulos fundamentais são:

- Unidade de energia[47]

Fornece a energia a todos os componentes, efetivamente habilitando todas as funcionalidades do dispositivo, para além de ter duas saídas de 3,3 V e uma saída de 1,65 V. Estas saídas

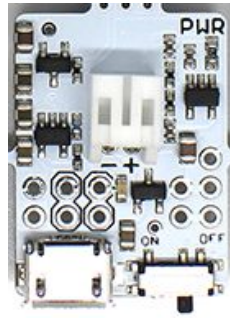


Figura 3.1: Unidade de energia do *BITalino*

são úteis para a alimentação dos restantes sensores e de possíveis circuitos complementares. Serve também de interface de potência para o carregamento da bateria de lítio via porta *micro-USB*. É onde se localiza o interruptor para ligar ou desligar o dispositivo.

- Unidade de processamento central[41]:

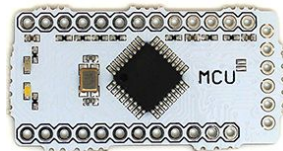


Figura 3.2: Unidade *MCU* do *BITalino*

Onde se localiza o microprocessador com o *firmware* que habilita as conexões e aquisição de dados de todos os canais de sensorização. Através de uma interface *SPI* o *firmware* pode ser modificado. Também neste módulo é feita a conversão analógico-digital das tensões lidas nos seus pinos analógicos.

- Unidade de comunicação *BLE*[48]



Figura 3.3: Unidade *BLE* do *BITalino*

Habilita a transmissão de dados através de um interface de porta-série *UART*, com alcance máximo de 10m. O *baud rate* máximo para transmissão é de 115200**kbps** e pode ser alimentado por 2.4V a 3.6V.

Para além destes módulos centrais, o *BITalino* dispõe de alguns sensores e atuadores de origem que podem ser usados de imediato.

O sensor *IMU* do *BITalino* é na realidade um conjunto de amplificação LPV324[49] e sensor inercial ADIS16467[50]. Este conjunto destacável pode ser visto na Figura 3.4:

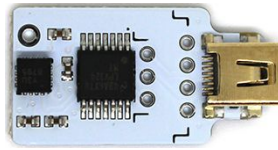


Figura 3.4: Sensor IMU do *BITalino*.

O sensor *EMG* do *BITalino* é um amplificador operacional específico para aplicações biométricas, o AD8232[51]. Este sensor pode ser visto na Figura 3.5:

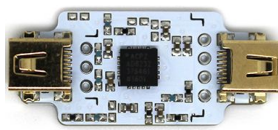


Figura 3.5: Sensor EMG do *BITalino*

A unidade de processamento central vem previamente configurada com um *firmware* para estabelecer uma ligação de bluetooth e enviar os dados recebidos em todos os canais para o dispositivo de destino. O formato de dados utilizado é próprio do *BITalino*, podendo ser consultado um diagrama na Figura 3.6 que ilustra este formato.

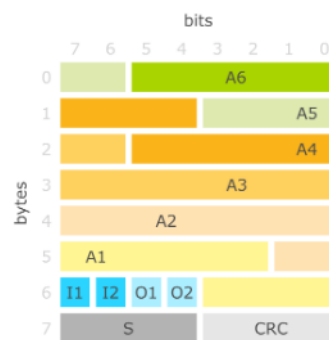


Figura 3.6: Estrutura de frames de dados adquiridos pelo *BITalino*.

A formatação segue uma sequência estruturada de *bits* que correspondem a:

- CRC (*Cyclic Redundancy Check*)

4 *bits* iniciais de código de verificação cíclica, útil para averiguar a consistência das *frames* de dados recebidas pelo utilizador.

- Sequence

4 *bits* que correspondem a um número sequencial gerado pelo *firmware* para identificar o pacote, que pode ser usado pelo recetor para detetar perda de pacotes de dados nas *frames*.

- O1-O2

Corresponde ao estado atual dos canais de saída digital O1 e O2 no dispositivo.

- I1-I2

Corresponde ao estado atual dos canais de entrada digital I1 e I2 no dispositivo.

- A1-A6

Corresponde ao código digital produzido pelo conversor analógico-digital para a tensão corresponde aos diversos canais de entrada de tensão analógica, codificados em 10 *bits*. No caso de utilização de mais do que 4 canais analógicos, os últimos dois canais têm a sua resolução reduzida para 6 *bits*, como exemplificado no esquema 3.6. Para a aplicação em questão apenas 4 canais analógicos são usados, pelo que a resolução não é colocada em questão.

O *firmware* de origem está preparado para aceitar comandos, desde que estes sejam enviados no formato adequado para o *BITalino*. Estes comandos estão exemplificados nas Figuras 3.7 e 3.8:

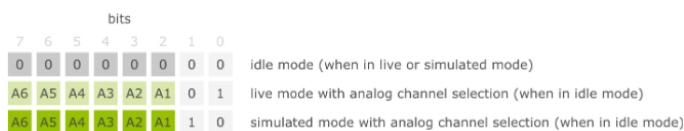


Figura 3.7: Estrutura de comandos de estado aceites pelo *firmware* do *BITalino*.



Figura 3.8: Estrutura de comandos genéricos aceites pelo *firmware* do *BITalino*.

A câmara de infravermelhos *Leap Motion* incorpora todos os seus elementos de forma monolítica e a sua interface com dispositivos é feita por via *USB*.

3.1.2 Ensaio inicial com sensorização inercial

Na fase inicial do projeto, procurou-se criar familiarização com os dispositivos a incorporar no projeto. Para utilizar a placa de aquisição *BITalino* recorreu-se ao *OpenSignals (r)evolution*[52], *software* proprietário para utilização com o dispositivo e que permite a visualização em tempo real e gravação dos dados capturados através de uma interface gráfica simples em estilo de página *web*. Os elétrodos foram conectados segundo a direção dos músculos adutores e este *software* foi utilizado para registar os dados de um primeiro ensaio de captura como o sensor EMG.

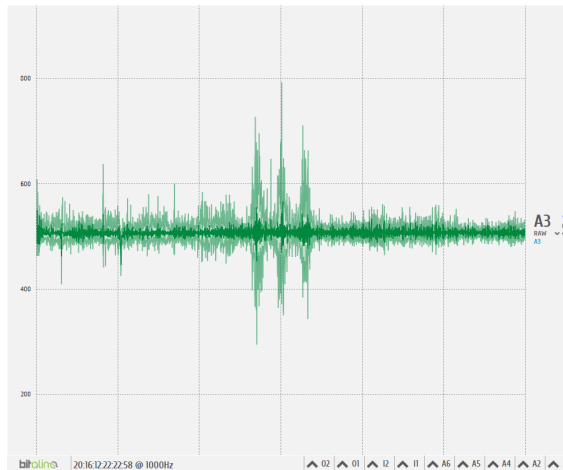


Figura 3.9: Gráfico obtido do primeiro ensaio EMG recorrendo ao *OpenSignals*.

Como é possível observar, o sensor funciona com um *offset* de $0,5mV$, sendo que qualquer contração muscular origina picos de amplitude simétricos, sendo atingidos os $0,8mV$ no momento da contração muscular efetuada. Os dados observados em 3.9 são da tensão registada no sensor, que é correspondida à atividade muscular segundo a regra:

$$EMG = \frac{ADC - \frac{1}{2}}{G_{EMG}} \cdot V_{CC} \quad (3.1)$$

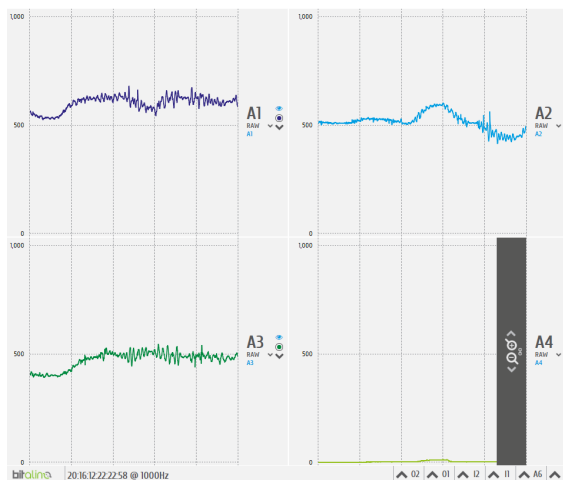


Figura 3.10: Gráficos obtidos do primeiro ensaio IMU recorrendo ao *OpenSignals*.

Neste ensaio é feita a captura de dados do sensor IMU. Os 3 canais apresentados representam os 3 canais de tensão do sensor, sendo a aceleração estimada $a_{IMU} [m.s^{-2}]$ obtida através de:

$$a_{IMU} = \frac{ADC - C_{min}}{C_{max} - C_{min}} \cdot 2g - g \quad (3.2)$$

Em que ADC é o valor de tensão lido, C é o valor de calibração mínimo e máximo obtido e g é a constante de aceleração gravítica. Os valores padronizados para C_{min} e C_{max} são -120 e 870, respetivamente. No ensaio efetuado é possível observar, nos canais A1, A2 e A3 os valores de tensão lidos e que correspondem a cada eixo cartesiano do sensor. A1 corresponde à leitura segundo o eixo normal ao sensor, A2 e A3 correspondem aos eixos colineares. Uma rotação segundo o eixo normal a velocidade constante origina a forma de onda observada em 3.10, no canal A1. É conveniente para cada ensaio realizar a recalibração do dispositivo para determinar os parâmetros C , de modo a obter uma leitura mais precisa da aceleração e, conseqüentemente, uma determinação mais exata da posição.

3.1.3 Ensaio inicial com sensorização ótica

O controlador *Leap Motion* vem com o software *Orion* para testar o dispositivo. Uma interface gráfica permite ao utilizador observar uma projecção digital da sua mão esqueletizada, colocando esta no campo de visão da câmara de infravermelhos. O controlador providencia este modelo da mão através de cálculos efetuados no seu processador interno, inacessíveis através do SDK. Mais detalhes sobre este dispositivo e a sua utilização podem ser consultados na sua datasheet[39].

3.2 Implementação

3.2.1 Integração de sensores no ambiente *Unity*

Pretendendo-se utilizar o BITalino no ambiente *Unity*, uma API¹ existente para o *BITalino* na linguagem C++ foi incorporada na framework de C# do *Unity* através da criação de uma *Dynamic-Link Library* (DLL).

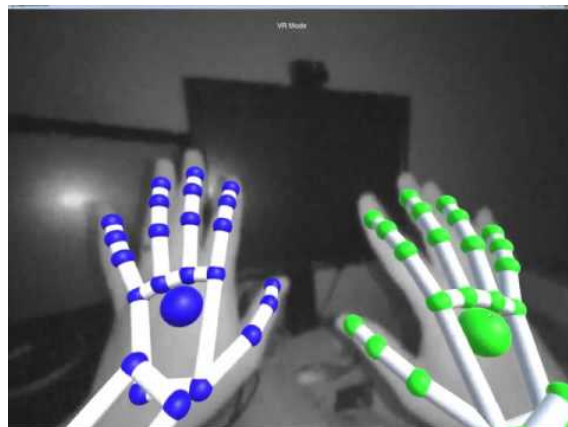


Figura 3.11: Exemplo de utilização do *Leap Motion*.

A DLL foi criada com recurso a um *wrapper* de C++, que permitiu externalizar os métodos nele definidos para serem utilizados por outra linguagem, desde que nela se defina claramente

¹<https://github.com/BITalinoWorld/cpp-api>

o acesso à biblioteca criada. Para usar esta DLL e manter a ligação ao dispositivo, utilizaram-se 3 classes de C# para o estabelecimento e manutenção de ligações e uma outra classe para o movimento do game object representativo da mão humana. Uma visão geral destas classes pode ser vista na Figura 3.12 e um fluxograma do código de *Handmotion.cs* pode ser visto na Figura 3.13a. Por ordem hierárquica descendente, as classes utilizadas são:

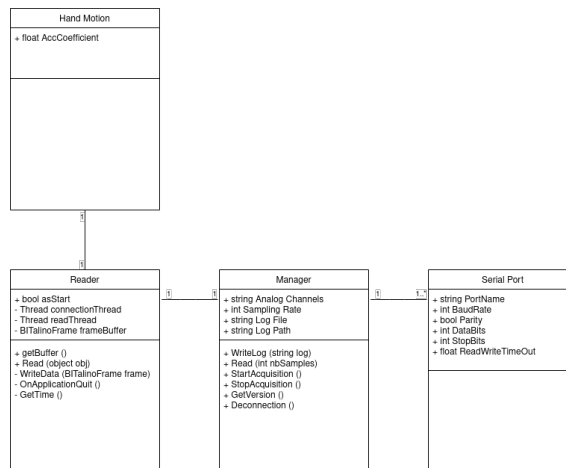


Figura 3.12: Diagrama de classes *UML* do código desenvolvido.

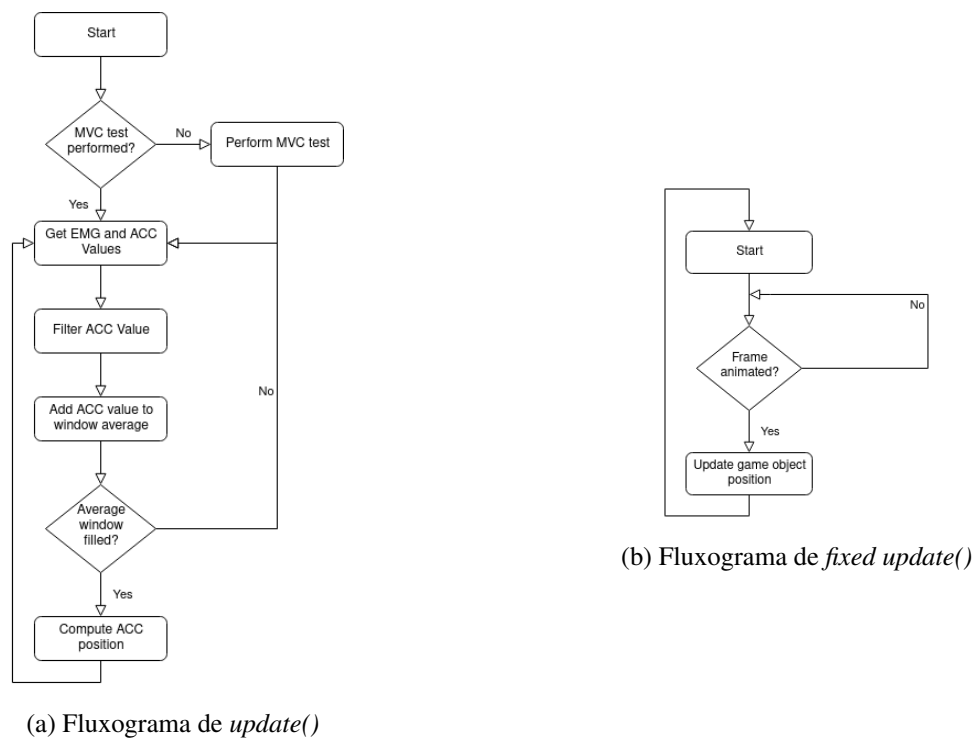


Figura 3.13: Fluxogramas das funções paralelas em *Handmotion.cs*.

- *Reader*:

Esta classe inicia a ligação com o *BITalino* através do script *Manager*, classe incluída nesta. Os dados que são recebidos continuamente a este nível são escritos num *buffer* interno que pode ser usado por outros objetos do *Unity* e, caso essa opção seja assinalada, são também armazenados num ficheiro de dados na extensão *.csv* ou *.txt*, conforme a preferência do utilizador. Os seus atributos são:

- *Manager*
Referência ao script *Manager*
- *Buffer Size*
Tamanho do buffer no qual são armazenados os dados recolhidos pelo Unity, em termos de frames do *BITalino*.
- *Raw Data*
Habilita a conversão de dados e armazenamento dos mesmos num ficheiro de extensão *.txt*.
- *Data File*
Habilita a escrita dos dados recolhidos num ficheiro de extensão *.csv*.
- *Data Path*
Define o destino dos ficheiros de dados recolhidos.
- *WriteData(BITalinoFrame frame)*
- *OnApplicationQuit()*

- *Manager*:

Esta classe é responsável por criar e manter a ligação de porta-série com o *BITalino* contendo todas as funções relevantes para o efeito. Tem como atributos:

- *Serial Port*
Referência ao *script* Serial Port.
- *Analog Channels*
Lista de dados lidos pelos canais do *BITalino*.
- *Sampling Rate*
Define a taxa de amostragem a utilizar pelo dispositivo, que apenas aceita as taxas de 1, 10, 100, ou 1000Hz.
- *Log File*
Habilita a criação de um ficheiro de registo de ligação.
- *Log Path*
Contém a localização no sistema de ficheiros onde são guardados os ficheiros de registo de ligação.

As suas funções são:

- `public void WriteLog (String log)`
Caso esteja habilitado por *Log File*, escreve os ficheiro de registo na localização *Log Path*.
- `public BITalinoFrame[] Read (int nbSamples)`
Lê *nbSamples* de *frames* de dados do *BITalino*.
- `public void StartAcquisition ()`
- `public void StopAcquisition()`
Inicia ou termina a aquisição de dados.
- `public void GetVersion ()`
Retorna a versão do *firmware* do *BITalino* no dispositivo.
- `public void Deconnection ()`
Termina a ligação com o dispositivo.

- *Serial Port*:

Contém toda a informação necessária para estabelecer a conexão de porta série. Os atributos desta classe são:

- *Port Name*
Nome da porta COM à qual o dispositivo *BITalino* está ligado.
- *Baud Rate*
Estabelece a velocidade de transmissão de dados pela porta.
- *Parity*
Habilita a verificação de paridade dos dados.
- *Data Bits*
Define o comprimento padrão dos *bits* de dados por *byte*.
- *Stop Bits*
Define o número de *stop bits*.
- *Read and Write Time Out*
Define um período, em milissegundos, no qual a ligação é forçosamente terminada.

Após a execução destes *scripts* no ambiente *Unity*, foi possível validar a existência de uma ligação estável com o *BITalino* e de captura de dados sequencial, partindo assim para a necessidade de representar ambas as técnicas de sensorização no *Unity* com os dados disponíveis no mesmo.

3.2.2 Representação no ambiente *Unity*

Para a representação da mão humana no ambiente *Unity*, desenvolveu-se um *handler* em C#, o código-fonte denominado de *Handmotion.cs*. A estrutura deste código é demonstrada no fluxograma 3.13a:

Esta classe incorpora a classe *Reader*, a qual por sua vez inclui as classes previamente definidas para estabelecer a conexão com o dispositivo. Os dados são portados para o *scope* da classe e são associados a um *Game Object* que representa a mão humana segundo as coordenadas da sensorização eletromiográfica.

Após teste, verificou-se que a representação da mão humana com os dados extraídos diretamente da sensorização originavam uma representação pouco fiel e muito instável. O *game object* seguia uma trajetória muito irregular e que sobremaneira não correspondia à trajetória descrita pelo IMU. Procurou-se solucionar esta problemática com um filtro discreto *Butterworth* passa-banda, implementado na própria classe.

Sendo a trajetória descrita pelo *game object* mais suavizada não possibilitou que a exatidão desta fosse muito melhorada. Procurou-se de novo corrigir a cinemática errônea do *game object* com recurso a uma média deslizante de 200 valores, implementada também na classe *Handmotion.cs*. Os resultados pareceram melhorar de novo, tendo-se posteriormente tentado a validação dos mesmos nos testes de posicionamento realizados.

3.2.3 Visão geral do sistema

Na figura 3.14 é possível observar uma imagem de todo o *hardware* incorporado no sistema. O *BITalino* é colocado numa luva com o sensor inercial fixo no pulso do utilizador. O sensor inercial é ligado diretamente aos pinos da componente central do *BITalino*, enquanto que o sensor eletromiográfico e respetivos elétrodos são ligados ao canal do *BITalino* com um cabo *mini-USB*. O *Leap Motion* é colocado no modo *desktop* e no centro da área de ensaio, defronte de um *PC* onde se pode observar representação tridimensional da mão humana, de acordo tanto com o *Leap Motion* como o *BITalino* e respetivos sensores.

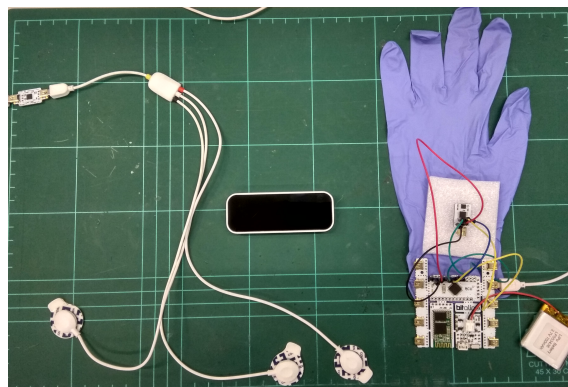
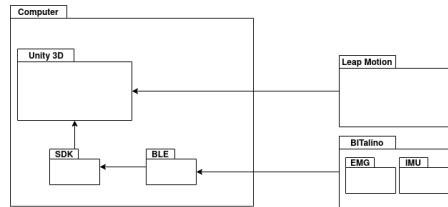
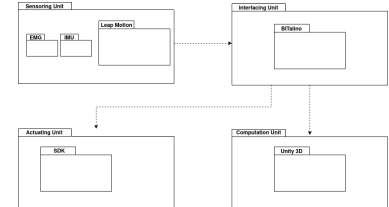


Figura 3.14: *Hardware* do sistema utilizado.

Na figura 3.15a é possível observar uma visão do sistema na perspetiva do *hardware* utilizado. Tal como descrito na secção 2.5.1, existe um desenho padrão para a instrumentação biomédica que é replicado no sistema neste trabalho descrito, tal como se pode observar em 3.15b.

(a) Perspetiva do *hardware*.

(b) Perspetiva de instrumentação biomédica.

Figura 3.15: *Package diagrams* dos subsistemas incluídos.

3.3 Testes de validação

3.3.1 Testes de validação de posicionamento

Com o sistema funcional viu-se possibilitada a execução de testes de análise de ambas as técnicas de captura de movimento, com um sensor ou com ambos em simultâneo. Deste modo partiu-se para o estudo comparativo das duas técnicas de captura de movimento.

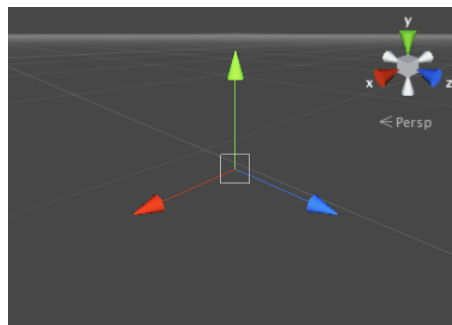


Figura 3.16: Sistema de coordenadas cartesianas utilizado no ambiente *Unity*.

Tal como evidenciado na Figura 3.16, o sistema de coordenadas cartesianas do *Unity* é definido com a troca entre os eixos das ordenadas e das cotas, aqui referidos respetivamente como z e y . Considerou-se relevante analisar a exatidão dos dispositivos tanto respetivamente a cada eixo como sob a forma do seu vetor de deslocamento, definido na equação 3.3 através dos versores \vec{e}_x , \vec{e}_z e \vec{e}_y :

$$\vec{d} = d_x \vec{e}_x + d_z \vec{e}_y + d_y \vec{e}_z \quad (3.3)$$

Então a norma do deslocamento é definida de acordo com a equação 3.4:

$$\|\vec{d}\| = \sqrt{d_x^2 + d_z^2 + d_y^2} \quad (3.4)$$

Pretende-se determinar a exatidão do sistema desenvolvido de acordo com ambas as técnicas de sensorização. Define-se, para tal, o desvio entre a posição real da mão humana e a posição determinada pela sensorização através das equações 3.5, 3.6, 3.7 e 3.8:

$$\Delta x = x_{real} - x_{sensor} \quad (3.5)$$

$$\Delta z = z_{real} - z_{sensor} \quad (3.6)$$

$$\Delta y = y_{real} - y_{sensor} \quad (3.7)$$

$$\Delta ||\vec{d}|| = ||p_{real} - p_{sensor}|| \quad (3.8)$$

O que se define como deslocamento simulado em resultados posteriores é apresentado como *BITalino* ou *Unity* dependendo do dispositivo que simula o posicionamento do *game object*.

Procurando medir este desvio estabeleceu-se uma configuração de 15 marcadores no ambiente virtual, coloridos de acordo com a sua distância à posição inicial da mão do utilizador. Estes marcadores foram dispostos como vértices de um cubo unitário e um cubo maior envolvente, com a configuração final de nuvem esparsa de pontos, representada em perspetiva isométrica na Figura 3.17, juntamente com setas indicativas da trajetória a percorrer pelo *game object*:



Figura 3.17: Configuração de marcadores usada para testes de posicionamento no ambiente *Unity*.

A cada marco associou-se uma esfera de colisão concêntrica e com o dobro do raio da mesma. O membro dominante do utilizador, quer seja a mão esquerda ou direita, é representado no ambiente virtual através de um *game object*. Pretende-se então que o utilizador se aproxime tanto quanto possível de cada esfera, sucessivamente, com o seu membro dominante. Quando o objeto penetra a esfera de colisão, torna-se possível ao utilizador, ao premir qualquer tecla do teclado do computador, registar a distância a que o objeto ficou deste marco. Uma das esferas é colocada na origem do referencial, onde a posição do objeto também inicia o seu movimento, como forma de testar no momento inicial de cada ensaio que o sistema está a funcionar de acordo com o comportamento expectável.

Este caso de teste tem a particularidade do membro dominante do utilizador ser representado por dois objetos no ambiente virtual *Unity*. A visualização em tempo real do *Unity* permite ao utilizador perceber imediatamente o desvio de posição de ambos os sistemas de captura para o referencial gerado, tendo a perspetiva observada em 3.18.



Figura 3.18: Perspetiva do utilizador ao iniciar o ensaio de posicionamento.

O *input* do teclado nesta modalidade de teste é particularmente relevante devido a um problema: as duas técnicas de captura de movimento incorporadas no mesmo sistema espacial funcionam de modo diferente e naturalmente os seus tempos de processamento e recolha de dados são diferentes e acontecem em assincronia. Para solucionar esta questão, foi utilizado o *input* do teclado como *trigger* de hardware para colmatar esta assincronia.

Realizaram-se 12 ensaios nesta modalidade, tendo sido descartados os 9 ensaios com os valores mais elevados de desvio posicional, tanto normativo como segundo eixos particulares. Nas tabelas A.2 e A.1 é possível ver os resultados que correspondem a um ensaio que melhor representa a globalidade dos ensaios efetuados. Na tabela sumária 3.1 é possível ver a média, valor máximo e desvio-padrão dos desvios de posicionamento obtidos em cada um destes ensaios.

			Ensaio 1	Ensaio 2	Ensaio 3
ΔX	$\overline{\Delta X}$	BITalino	0,701	0,496	0,478
		Leap Motion	0,226	0,154	0,214
	$\text{Max}\{\Delta X\}$	BITalino	2,112	1,731	2,246
		Leap Motion	0,643	0,361	0,362
	$\sigma\Delta X$	BITalino	0,556	0,434	0,550
		Leap Motion	0,153	0,102	0,105
ΔZ	$\overline{\Delta Z}$	BITalino	0,519	0,558	0,609
		Leap Motion	0,211	0,181	0,181
	$\text{Max}\{\Delta Z\}$	BITalino	2,151	2,196	1,509
		Leap Motion	0,362	0,353	0,331
	$\sigma\Delta Z$	BITalino	0,528	0,540	0,422
		Leap Motion	0,099	0,111	0,104
ΔY	$\overline{\Delta Y}$	BITalino	0,654	0,508	0,604
		Leap Motion	0,233	0,214	0,151
	$\text{Max}\{\Delta Y\}$	BITalino	2,141	1,152	1,751
		Leap Motion	0,368	0,372	0,368
	$\sigma\Delta Y$	BITalino	0,529	0,311	0,494
		Leap Motion	0,096	0,112	0,099
$\Delta d $	$\overline{\Delta d }$	BITalino	1,219	0,980	1,067
		Leap Motion	0,420	0,342	0,354
	$\text{Max}\{\Delta d \}$	BITalino	2,670	2,652	3,222
		Leap Motion	0,774	0,576	0,473
	$\sigma\Delta d $	BITalino	0,743	0,647	0,734
		Leap Motion	0,119	0,134	0,075

Tabela 3.1: Tabela sumária dos resultados obtidos em ensaios de posicionamento, em *cm*.

Tendo em conta que o movimento da mão humana se faz num espaço reduzido, os resultados obtidos deixam antever que, a priori, a solução desenvolvida não pode ser utilizada para fins de reabilitação, não tendo a exatidão necessária para esse propósito. Para averiguar se esta hipótese é de facto a realidade e não uma inadequação da modalidade de teste que se procurou realizar, procurou-se solucionar estes problemas, considerando-se a repetição dos ensaios com a redução da esfera de colisão dos marcadores utilizados, para que seja necessário a mão rastreada no espaço cartesiano estar mais próxima dos marcadores dentro do ambiente *Unity*, no momento em que se concretiza a medição. Esta é uma questão empírica e prende-se com a calibração apropriada do sistema para um dado utilizador relativamente à aplicação pretendida. Para além disso, a aparente distorção espacial da perspetiva utilizada no *Unity* também foi considerada como uma possível

causa de erros sistemáticos nos ensaios, podendo ser solucionada pela utilização do *Oculus Rift*². O *Oculus Rift* consiste num *headset* de realidade virtual que é facilmente integrável no ambiente *Unity* através da utilização de um *asset*. Decidiu-se também que seria benéfico, para a percepção das causas de erro, fazer estas alterações ao modelo de testes.

A primeira medida, correspondente à diminuição do raio da esfera de colisão dos marcadores, foi implementada, tendo-se efetuado 6 novos ensaios sob esta modalidade. É possível ver os dados de um ensaio coligido nas tabelas A.4 e A.3. Na tabela sumária 3.2 é possível ver a média, desvio-padrão e variância de cada ensaio.

			Ensaio 1	Ensaio 2	Ensaio 3
ΔX	$\overline{\Delta X}$	BITalino	0,465	0,541	0,561
		Leap Motion	0,047	0,034	0,032
	$\text{Max}\{\Delta X\}$	BITalino	1,881	1,914	1,473
		Leap Motion	0,159	0,055	0,083
	$\sigma\Delta X$	BITalino	0,554	0,436	0,451
		Leap Motion	0,041	0,097	0,027
ΔZ	$\overline{\Delta Z}$	BITalino	0,468	0,626	0,538
		Leap Motion	0,063	0,074	0,044
	$\text{Max}\{\Delta Z\}$	BITalino	1,403	1,995	1,217
		Leap Motion	0,079	0,169	0,116
	$\sigma\Delta Z$	BITalino	0,317	0,599	0,267
		Leap Motion	0,039	0,024	0,030
ΔY	$\overline{\Delta Y}$	BITalino	0,684	0,484	1,111
		Leap Motion	0,037	0,096	0,049
	$\text{Max}\{\Delta Y\}$	BITalino	2,018	1,917	2,132
		Leap Motion	0,079	0,083	0,079
	$\sigma\Delta Y$	BITalino	0,668	0,534	1,807
		Leap Motion	0,027	0,024	0,021
$\Delta d $	$\overline{\Delta d }$	BITalino	1,074	1,044	1,132
		Leap Motion	0,099	0,095	0,080
	$\text{Max}\{\Delta d \}$	BITalino	2,690	3,364	2,345
		Leap Motion	0,171	0,183	0,133
	$\sigma\Delta d $	BITalino	0,765	0,807	1,709
		Leap Motion	0,036	0,042	0,029

Tabela 3.2: Tabela sumária de resultados dos ensaios de posicionamento com colisão reduzida, em *cm*.

Os resultados apresentados nesta modalidade de ensaios são mais satisfatórios, pelo menos no tocante à sensorização do *Leap Motion*. Pela análise dos dados é possível constatar que a média dos desvios de posição é significativamente mais baixa e que o desvio-padrão é também bastante mais reduzido, podendo-se constatar com segurança a precisão ao nível milimétrico da captura de movimento ótica.

²<https://www.oculus.com/setup/rift-setup>

Perante a possibilidade de ver os resultados melhorados mais uma vez, conduziu-se um terceiro conjunto de ensaios, utilizando o *Oculus Rift* em vez de obter a representação visual no monitor do computador, procurando perceber se este é um fator determinante para a percepção do utilizador sobre o ambiente *Unity* e, conseqüentemente, nos testes de posicionamento efetuados. Esta medida foi incorporada, juntamente com a anterior, em 3 ensaios cujos resultados se encontram coligidos nas tabelas A.5 e A.6. Na tabela sumária 3.3 é possível verificar a média, desvio-padrão e variância de cada ensaio.

			Ensaio 1	Ensaio 2	Ensaio 3
ΔX	$\overline{\Delta X}$	BITalino	0,612	0,690	0,352
		Leap Motion	0,044	0,045	0,039
	$\text{Max}\{\Delta X\}$	BITalino	1,913	2,163	0,749
		Leap Motion	0,083	0,082	0,080
	$\sigma\Delta X$	BITalino	0,588	0,630	0,231
		Leap Motion	0,029	0,023	0,026
ΔZ	$\overline{\Delta Z}$	BITalino	0,517	0,538	0,558
		Leap Motion	0,059	0,071	0,068
	$\text{Max}\{\Delta Z\}$	BITalino	1,703	1,893	2,202
		Leap Motion	0,110	0,149	0,186
	$\sigma\Delta Z$	BITalino	0,386	0,483	0,513
		Leap Motion	0,028	0,043	0,053
ΔY	$\overline{\Delta Y}$	BITalino	0,453	0,417	0,416
		Leap Motion	0,039	0,042	0,037
	$\text{Max}\{\Delta Y\}$	BITalino	1,893	1,877	1,446
		Leap Motion	0,077	0,069	0,076
	$\sigma\Delta Y$	BITalino	0,424	0,452	0,327
		Leap Motion	0,022	0,021	0,023
$\Delta d $	$\overline{\Delta d }$	BITalino	1,024	1,080	0,889
		Leap Motion	0,092	0,104	0,099
	$\text{Max}\{\Delta d \}$	BITalino	2,404	2,968	2,304
		Leap Motion	0,119	0,162	0,188
	$\sigma\Delta d $	BITalino	0,677	0,769	0,479
		Leap Motion	0,020	0,0280	0,038

Tabela 3.3: Tabela sumária dos resultados obtidos em ensaios de posicionamento com esferas de colisão reduzidas e com recurso ao *Oculus Rift*, em *cm*.

Os resultados apresentados nesta modalidade de ensaio não diferem em grande medida daqueles que foram realizados anteriormente, o que leva a crer que a utilização do *Oculus Rift* não melhorou significativamente a percepção do utilizador sobre o ambiente *Unity*, ou, ainda, que a percepção do *Unity* baseada unicamente no monitor do computador é suficientemente nítida para que a exatidão de posicionamento da mão humana seja fiável. No caso da sensorização proveniente da placa de aquisição *BITalino*, conclui-se que não existe nenhuma alteração na informação de posicionamento que esta proporciona, como seria expectável.

3.3.2 Testes de validação EMG

Com o objetivo de demonstrar que a ativação muscular pode prever a iminência de movimento por parte do utilizador, nos ensaios anteriormente realizado foi feito o registo das medições EMG durante todo o ensaio. Um ensaio coligido destes ensaios efetuados pode ser observado na figura 3.19

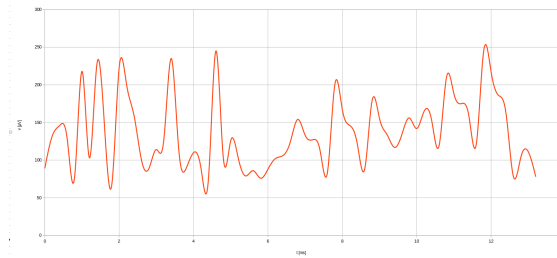


Figura 3.19: Gráfico com dados EMG do primeiro ensaio realizado, em μV .

A relação entre o sinal eletromiográfico e evidencia-se numa observação conjunta com a tabela A.1, nomeadamente relativamente aos *timestamps* de registo de desvio de posição. Consta-se assim que nos momentos imediatamente anteriores ao movimento do utilizador, existem picos na ativação muscular, neste caso nos instantes 855, 862, 987, 1480, 2228, 3102, 3983, 4690, 5900, 7438, 8737, 9952, 11746, 13134, 15520 ms. A amplitude dos mesmos varia também de acordo com o tipo de movimento que é desempenhado. No ensaio realizado o valor para a MVC é de $0,719mV$. Os resultados demonstram que nos pontos de paragem o valor de ativação EMG é significativamente mais baixo, disparando nos instantes anteriores ao movimento do utilizador para valores que rondam os $0,2mV$.

3.3.3 Resumo

Neste capítulo é feita a especificação do desenvolvimento do projeto e a sua validação. Os resultados estão demonstrados nos anexos do documento, sendo que ficou comprovada a utilização da técnica de captura ótica para efeitos de reabilitação, mas não da técnica de captura inercial. Finalmente, é observada a variação dos sinais eletromiográficos capturados no músculo extensor do braço, que quando relacionados com os momentos de alcance dos marcadores nos ensaios de posicionamento, revelam picos de ativação antes do movimento do utilizador, que validam o seu uso para a previsão do movimento.

Capítulo 4

Conclusões e Trabalho Futuro

Neste capítulo capturam-se as principais conclusões extraídas do desenvolvimento do sistema e dos ensaios de posicionamento realizados. Procura-se também averiguar o grau de satisfação dos objetivos estabelecidos e perceber o potencial futuro do projeto.

4.1 Conclusões

Dos estudos realizados, é possível retirar as seguintes ilações:

- A média mínima da norma do desvio da posição obtida para a técnica de captura inercial foi sensivelmente de 1 cm num ensaio com esferas de colisão reduzidas;
- A média mínima da norma do desvio da posição obtida para a técnica de captura óptica foi sensivelmente de 8 mm num ensaio com esferas de colisão reduzidas;
- A média mínima de desvio de posição axial obtida para a técnica de captura inercial foi sensivelmente de 0,5 cm num ensaio com esferas de colisão reduzida;
- A média mínima de desvio de posição axial obtida para a técnica de captura óptica foi sensivelmente de 3 mm num ensaio com esferas de colisão reduzidas;
- A redução das esferas de colisão melhorou os resultados dos ensaios de posicionamento, sendo uma medida empírica considerada necessária para a melhor adaptação do utilizador ao ambiente *Unity*;
- A técnica de captura de movimento óptica, de que dispõe *Leap Motion*, apresenta-se claramente como mais exata;
- A técnica de sensorização inercial, apesar da filtragem discreta e suavização com média deslizante do sinal, à medida que o tempo de ensaio avança tende a divergir, de forma mais acentuada, da posição real. Este fenómeno de divergência, já identificado na secção 2.3.3, deve-se a que, ainda que o erro inicial seja mitigado e muito reduzido, persista e aumente até

uma ordem de grandeza não desprezável, devido às reintegrações sucessivas e de frequência muito elevada, superior à de atualização de *frames* no *fixed update*;

- Apesar do desvio posicional ser elevado, em particular nos ensaios sem caixa de colisão, os ensaios demonstram que a técnica de captura inercial é uniformemente sensível a desvio em todas as direções;
- A técnica de captura ótica obteve um desvio posicional, tanto axial como normativo, menor em ambas as modalidades de ensaio, no entanto os resultados indicam que esta é particularmente sensível no sentido positivo do eixo Z, sendo a sua exatidão prejudicada à medida que esta distância aumenta.

4.2 Satisfação dos Objectivos

Consideram-se atingidos os objetivos de recurso a duas técnicas de sensorização, tendo sido ambas capazes de obter a posição da mão humana no espaço tridimensional. A integração destas técnicas foi feita com sucesso no ambiente de realidade aumentada *Unity*. Através dos testes efetuados, ficou comprovada a validade da técnica de captura ótica, mas não a inercial, sendo o seu desvio demasiado elevado e variável com o tempo de ensaio. A deteção de atividade muscular através do sensor eletromiográfico ficou também comprovada, sendo útil para a posterior integração no sistema de um atuador suave para reabilitação. Outro marco deste trabalho foi a introdução dos sinais adquiridos através da plataforma *BITalino*, no ambiente *Unity*. A construção de um *socket* permitiu utilizar os sinais dos sensores *IMU* e *EMG* de uma forma robusta no substrato de realidade aumentada. Podemos assim efetuar a mera representação desses dados, ou usá-los no sentido de integrar em ambiente virtual *avatars* de elementos reais com propriedades e comportamentos realistas; por exemplo a posição ou o movimento de um membro - caso de estudos explorado nesta tese. A utilização do sistema requer a operação com um computador, pelo que se considera a sua oneração considerável, no entanto não despromovendo a utilização do sistema em si. Tendo todas estas considerações feitas, considera-se o sistema como um todo apropriado para reabilitação.

4.3 Trabalho Futuro

A avaliação eletromiográfica fornece informações relevantes sobre o esforço empregue pelo utilizador e o movimento é captado com um erro de posição que, no melhor dos casos, é de 5 mm para a sensorização ótica, o que parece viabilizar a utilização do sistema para efeitos reabilitativos. No entanto, ambas as técnicas de captura possuem sensibilidade a desvios de posição, quer proporcionalmente ao tempo de ensaio no caso da sensorização inercial, como numa direção particular do espaço, no caso da sensorização ótica. Uma possibilidade para colmatar as desvantagens de cada técnica de captura de movimento é a fusão de sensores através de um filtro de *Kalman*. Esta técnica poderá, mediante o estado do sistema, utilizar os dados de cada técnica para prever a posição do membro do utilizador. A informação eletromiográfica pode ser usada para medir, juntamente com a informação de cada uma das técnicas, a ativação muscular do utilizador, prevendo se este pretende movimentar-se ou permanecer em repouso. Assim, esta solução pode recorrer unicamente aos dados do sensor inercial na eventualidade de oclusão da câmara de infravermelhos e, analogamente, os dados do sensor inercial podem ser recalculados com base na informação de posicionamento mais precisa, proveniente da câmara.

Dispondo da sensorização no espaço com ambos os sistemas de captura, fica possibilitado o desenvolvimento de um sistema de reabilitação completo, com um exoesqueleto desenvolvido recorrendo a técnicas de manufatura aditiva e atuação suave. Mesmo sem este sistema estar efetivamente implementado, o substrato digital de realidade aumentada que lhe é subjacente e que foi desenvolvido neste projeto pode ser adaptado com a finalidade de desenvolver exercícios de reabilitação, experimentando com um tipo de terapêutica que poderá ser mais vantajoso face a técnicas tradicionais, dada a motivação adicional proporcionada pelo feedback visual recebido pelo utilizador através do ambiente *Unity*.

Anexo A

Resultados coligidos dos ensaios de posicionamento

	Timestamp (ms)	X	$X_{LeapMotion}$	Z	$Z_{LeapMotion}$	Y	$Y_{LeapMotion}$	$\Delta X_{LeapMotion}$	$\Delta Z_{LeapMotion}$	$\Delta Y_{LeapMotion}$	$\Delta d _{LeapMotion}$
O	855	0	-0,194	0	-0,353	0	0,296	0,194	0,353	0,296	0,499
A	862	0,75	0,641	0	-0,254	0	-0,135	0,109	0,254	0,135	0,308
B	987	0,75	0,656	0,75	0,615	0	-0,299	0,094	0,135	0,299	0,341
C	1480	0	-0,281	0,75	1,089	0	0,372	0,281	0,339	0,372	0,576
D	2228	0	-0,361	0	-0,099	0,75	0,396	0,361	0,099	0,354	0,515
E	3102	0,75	0,689	0	-0,241	0,75	0,611	0,061	0,241	0,139	0,284
F	3983	0,75	0,734	0,75	0,515	0,75	1,076	0,016	0,235	0,326	0,402
G	4690	0	-0,016	0,75	0,599	0,75	0,676	0,016	0,152	0,074	0,170
H	5900	3,75	3,430	0	0,224	0	-0,182	0,320	0,224	0,182	0,430
I	7438	3,75	3,929	3,75	3,812	0	-0,133	0,179	0,062	0,133	0,231
J	8737	0	0,097	3,75	3,785	0	-0,176	0,097	0,035	0,176	0,204
K	9952	0	-0,137	0	0,071	3,75	3,554	0,137	0,071	0,197	0,249
L	11746	3,75	3,614	0	0,047	3,75	3,737	0,136	0,047	0,014	0,144
M	13134	3,75	3,902	3,75	3,956	3,75	3,918	0,152	0,206	0,168	0,306
N	15520	0	-0,154	3,75	4,017	3,75	3,402	0,154	0,267	0,348	0,465

Tabela A.1: Tabela de resultados coligida do segundo ensaio de posicionamento, em *cm* (*Leap Motion*).

	Timestamp (ms)	X	$X_{BITalino}$	Z	$Z_{BITalino}$	Y	$Y_{BITalino}$	$\Delta X_{BITalino}$	$\Delta Z_{BITalino}$	$\Delta Y_{BITalino}$	$\Delta d _{BITalino}$
O	855	0	-0,193	0	-0,536	0	0,090	0,192	0,536	0,090	0,577
A	862	0,75	0,180	0	-0,365	0	0,296	0,570	0,365	0,296	0,739
B	987	0,75	0,118	0,75	0,414	0	0,648	0,632	0,335	0,648	0,965
C	1480	0	0,445	0,75	0,127	0	-0,299	0,445	0,623	0,299	0,822
D	2228	0	0,221	0	-0,413	0,75	0,452	0,221	0,413	0,298	0,554
E	3102	0,75	0,596	0	0,633	0,75	0,925	0,154	0,633	0,175	0,674
F	3983	0,75	0,773	0,75	1,102	0,75	0,457	0,023	0,352	0,293	0,459
G	4690	0	0,104	0,75	0,320	0,75	0,184	0,104	0,431	0,566	0,719
H	5900	3,75	3,640	0	0,110	0	0,719	0,110	0,110	0,719	0,735
I	7438	3,75	3,249	3,75	3,727	0	0,309	0,501	0,023	0,309	0,589
J	8737	0	0,656	3,75	3,956	0	-0,614	0,656	0,206	0,614	0,922
K	9952	0	-0,455	0	0,393	3,75	3,411	0,455	0,393	0,339	0,690
L	11746	3,75	3,044	0	0,441	3,75	2,787	0,706	0,441	0,963	1,273
M	13134	3,75	2,810	3,75	1,554	3,75	2,598	0,941	2,196	1,152	2,652
N	15520	0	-1,731	3,75	2,442	3,75	2,898	1,731	1,308	0,852	2,331

Tabela A.2: Tabela de resultados coligida do segundo ensaio de posicionamento, em *cm* (*BITalino*).

	Timestamp (ms)	X	$X_{LeapMotion}$	Z	$Z_{LeapMotion}$	Y	$Y_{LeapMotion}$	$\Delta X_{LeapMotion}$	$\Delta Z_{LeapMotion}$	$\Delta Y_{LeapMotion}$	$\Delta \ d\ _{LeapMotion}$
O	150	0	-0,023	0	-0,082	0	0,0788	0,023	0,082	0,079	0,116
A	1018	0,75	0,794	0	0,077	0	0	0,044	0,077	0	0,089
B	1297	0,75	0,708	0,75	0,823	0	-0,063	0,042	0,073	0,063	0,105
C	1452	0	0,030	0,75	0,671	0	-0,013	0,030	0,079	0,013	0,085
D	2384	0	-0,060	0	-0,019	0,75	0,805	0,060	0,019	0,055	0,083
E	2445	0,75	0,695	0	0,020	0,75	0,680	0,0548	0,020	0,070	0,090
F	3112	0,75	0,683	0,75	0,725	0,75	0,677	0,067	0,025	0,073	0,102
G	3968	0	-0,077	0,75	0,836	0,75	0,779	0,077	0,086	0,029	0,118
H	5569	3,75	3,753	0	-0,053	0	-0,030	0,003	0,053	0,030	0,061
I	7493	3,75	3,737	3,75	3,657	0	0,012	0,014	0,093	0,012	0,095
J	9042	0	0,047	3,75	3,770	0	0,007	0,047	0,020	0,007	0,051
K	10684	0	0,058	0	0,116	3,75	3,703	0,058	0,116	0,047	0,138
L	12334	3,75	3,809	0	-0,041	3,75	3,788	0,0593	0,041	0,038	0,083
M	14355	3,75	3,773	3,75	3,766	3,75	3,785	0,023	0,016	0,035	0,045
N	16681	0	0,069	3,75	3,606	3,75	3,752	0,067	0,144	0,002	0,159

Tabela A.3: Tabela de resultados coligida do primeiro ensaio de posicionamento com esferas de colisão reduzidas, em *cm (Leap Motion)*.

	Timestamp (ms)	X	$X_{BITalino}$	Z	$Z_{BITalino}$	Y	$Y_{BITalino}$	$\Delta X_{BITalino}$	$\Delta Z_{BITalino}$	$\Delta Y_{BITalino}$	$\Delta \ d\ _{BITalino}$
O	150	0	-0,018	0	-0,191	0	-0,327	0,018	0,191	0,327	0,379
A	1018	0,75	0,899	0	0,414	0	-0,729	0,149	0,414	0,728	0,851
B	1297	0,75	0,563	0,75	0,966	0	-0,437	0,188	0,216	0,437	0,523
C	1452	0	0,038	0,75	0,729	0	0,539	0,038	0,021	0,539	0,541
D	2384	0	-0,041	0	-0,730	0,75	0,821	0,041	0,730	0,071	0,734
E	2445	0,75	0,590	0	0,457	0,75	0,098	0,161	0,457	0,653	0,813
F	3112	0,75	1,085	0,75	1,132	0,75	1,016	0,335	0,382	0,266	0,574
G	3968	0	0,020	0,75	0,273	0,75	0,956	0,020	0,477	0,206	0,520
H	5569	3,75	4,306	0	-0,343	0	0,403	0,556	0,343	0,403	0,767
I	7493	3,75	4,271	3,75	3,482	0	-0,254	0,521	0,268	0,254	0,639
J	9042	0	0,575	3,75	4,242	0	0,287	0,575	0,492	0,287	0,809
K	10684	0	-0,278	0	-1,403	3,75	1,732	0,278	1,403	2,018	2,473
L	12334	3,75	4,435	0	-0,464	3,75	1,844	0,685	0,464	1,907	2,078
M	14355	3,75	2,220	3,75	3,036	3,75	3,456	1,53	0,714	0,294	1,714
N	16681	0	-1,881	3,75	3,297	3,75	1,881	1,881	0,453	1,869	2,690

Tabela A.4: Tabela de resultados coligida do primeiro ensaio de posicionamento com esferas de colisão reduzidas, em *cm (BITalino)*.

	Timestamp (ms)	X	$X_{LeapMotion}$	Z	$Z_{LeapMotion}$	Y	$Y_{LeapMotion}$	$\Delta X_{LeapMotion}$	$\Delta Z_{LeapMotion}$	$\Delta Y_{LeapMotion}$	$\Delta \ d\ _{LeapMotion}$
O	302	0	0,0788	0	0,024	0	0,043	0,079	0,024	0,043	0,093
A	590	0,75	0,677	0	-0,075	0	-0,017	0,073	0,075	0,017	0,106
B	1501	0,75	0,749	0,75	0,785	0	-0,025	0,002	0,035	0,025	0,043
C	1964	0	-0,029	0,75	0,833	0	-0,009	0,029	0,083	0,009	0,088
D	2860	0	-0,026	0	0,083	0,75	0,674	0,026	0,083	0,075	0,116
E	3485	0,75	0,738	0	-0,105	0,75	0,788	0,012	0,105	0,038	0,112
F	3808	0,75	0,795	0,75	0,758	0,75	0,736	0,045	0,008	0,014	0,048
G	4681	0	-0,080	0,75	0,770	0,75	0,757	0,080	0,020	0,007	0,083
H	6372	3,75	3,804	0	-0,011	0	0,065	0,054	0,011	0,065	0,085
I	7702	3,75	3,685	3,75	3,854	0	-0,035	0,065	0,104	0,035	0,128
J	9118	0	-0,032	3,75	3,704	0	0,056	0,032	0,047	0,056	0,080
K	10270	0	-0,038	0	-0,077	3,75	3,809	0,038	0,077	0,059	0,104
L	11846	3,75	3,755	0	0,015	3,75	3,684	0,005	0,015	0,066	0,068
M	13807	3,75	3,776	3,75	3,604	3,75	3,725	0,026	0,146	0,025	0,151
N	16186	0	-0,020	3,75	3,564	3,75	3,729	0,020	0,186	0,021	0,188

Tabela A.5: Tabela de resultados coligida do terceiro ensaio de posicionamento com esferas de colisão reduzidas e dispendo do Oculus Rift, em *cm (Leap Motion)*.

	Timestamp (ms)	X	$X_{BITalino}$	Z	$Z_{BITalino}$	Y	$Y_{BITalino}$	$\Delta X_{BITalino}$	$\Delta Z_{BITalino}$	$\Delta Y_{BITalino}$	$\Delta d _{BITalino}$
O	302	0	-0,349	0	0,0435	0	-0,346	0,349	0,044	0,346	0,493
A	590	0,75	1,163	0	-0,603	0	0,629	0,413	0,603	0,629	0,965
B	1501	0,75	0,967	0,75	0,355	0	-0,569	0,217	0,395	0,569	0,726
C	1964	0	0,139	0,75	0,966	0	-0,451	0,139	0,216	0,451	0,519
D	2860	0	-0,644	0	-0,307	0,75	0,899	0,644	0,307	0,149	0,728
E	3485	0,75	0,973	0	0,458	0,75	0,949	0,223	0,458	0,199	0,547
F	3808	0,75	0,192	0,75	0,184	0,75	0,440	0,558	0,566	0,311	0,853
G	4681	0	-0,379	0,75	1,144	0,75	0,252	0,379	0,394	0,498	0,739
H	6372	3,75	3,869	0	0,730	0	-0,310	0,119	0,730	0,310	0,802
I	7702	3,75	3,689	3,75	3,17	0	0,230	0,062	0,580	0,230	0,627
J	9118	0	0,749	3,75	3,285	0	0,069	0,749	0,465	0,069	0,884
K	10270	0	-0,678	0	-0,963	3,75	3,566	0,678	0,963	0,185	1,192
L	11846	3,75	4,011	0	0,078	3,75	3,379	0,261	0,078	0,371	0,460
M	13807	3,75	3,273	3,75	1,548	3,75	3,269	0,477	2,202	0,482	2,304
N	16186	0	0,024	3,75	4,125	3,75	2,304	0,024	0,375	1,446	1,494

Tabela A.6: Tabela de resultados coligida do terceiro ensaio de posicionamento com esferas de colisão reduzidas e dispendo do Oculus Rift, em *cm* (*BITalino*).

Referências

- [1] Instituto Nacional de Estatística. O Envelhecimento em Portugal: Situação demográfica e socio-económica das pessoas idosas. *Instituto Nacional De Estatística*, páginas 1–35, 2002. doi:10.1080/17486701003614336.
- [2] Hakan Tarakci, Shailesh Kulkarni, e Zafer D. Ozdemir. The impact of wearable devices and performance payments on health outcomes. *International Journal of Production Economics*, 200:291 – 301, 2018. URL: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0925527318301580>, doi:<https://doi.org/10.1016/j.ijpe.2018.04.003>.
- [3] Clément Sanchez, Hervé Arribart, e Marie Madeleine Giraud Guille. Biomimetism and bioinspiration as tools for the design of innovative materials and systems. *Nature Materials*, 4(4):277–288, 2005. doi:10.1038/nmat1339.
- [4] Z. Tang, Y. Wang, P. Podsiadlo, e N.A. Kotov. Biomedical applications of layer-by-layer assembly: From biomimetics to tissue engineering. *Advanced Materials*, 18(24):3203–3224, 2006. doi:10.1002/adma.200600113.
- [5] Anton du Plessis, Chris Broeckhoven, Ina Yadroitsava, Igor Yadroitsev, Clive H. Hands, Ravi Kunju, e Dhruv Bhate. Beautiful and Functional: A Review of Biomimetic Design in Additive Manufacturing. *Additive Manufacturing*, 2019. doi:10.1016/j.addma.2019.03.033.
- [6] Vladislav Jašo, Marko V. Rodić, e Zoran S. Petrović. Biocompatible fibers from thermoplastic polyurethane reinforced with polylactic acid microfibers. *European Polymer Journal*, 63:20–28, 2015. doi:10.1016/j.eurpolymj.2014.11.041.
- [7] Buddy D. Ratner e Stephanie J. Bryant. Biomaterials: Where We Have Been and Where We Are Going. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 6(1):41–75, 2004. URL: <http://www.annualreviews.org/doi/10.1146/annurev.bioeng.6.040803.140027>, doi:10.1146/annurev.bioeng.6.040803.140027.
- [8] H. Shin, S. Jo, e A.G. Mikos. Biomimetic materials for tissue engineering. *Biomaterials*, 24(24):4353–4364, 2003. doi:10.1016/S0142-9612(03)00339-9.
- [9] J. F.V. Vincent. Biomimetics - A review. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 223(8):919–939, 2009. doi:10.1243/09544119JEIM561.
- [10] Lelai Zhou, Yibin Li, e Shaoping Bai. A human-centered design optimization approach for robotic exoskeletons through biomechanical simulation. *Robotics and Autonomous Systems*, 91:337–347, 2017. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.robot.2016.12.012>, doi:10.1016/j.robot.2016.12.012.

- [11] Eric B. Weston, Mina Alizadeh, Gregory G. Knapik, Xueke Wang, e William S. Marras. Biomechanical evaluation of exoskeleton use on loading of the lumbar spine. *Applied Ergonomics*, 68(July 2017):101–108, 2018. URL: <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2017.11.006>, doi:10.1016/j.apergo.2017.11.006.
- [12] Yuxi Luo, Fengbo Wen, Shuai Wang, Shibo Zhang, Songtao Wang, e Zhongqi Wang. Numerical investigation on the biomimetic trailing edge of a high-subsonic turbine blade. *Aerospace Science and Technology*, 89:230 – 241, 2019. URL: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1270963818319412>, doi:<https://doi.org/10.1016/j.ast.2019.04.002>.
- [13] H.L. Roitblat, W.W.L. Au, P.E. Nachtigall, R. Shizumura, e G. Moons. Sonar recognition of targets embedded in sediment. *Neural Networks*, 8(7):1263 – 1273, 1995. Automatic Target Recognition. URL: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0893608095000526>, doi:[https://doi.org/10.1016/0893-6080\(95\)00052-6](https://doi.org/10.1016/0893-6080(95)00052-6).
- [14] Sun-Joong Kim e Ji-Hyun Lee. Parametric shape modification and application in a morphological biomimetic design. *Advanced Engineering Informatics*, 29(1):76 – 86, 2015. URL: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1474034614000937>, doi:<https://doi.org/10.1016/j.aei.2014.09.006>.
- [15] Mark W. Spong Seth Hutchinson e M Vidyasagar. *Robot Modeling and Control*. John Wiley & Sons, 2006.
- [16] F.X. Steinparz. Co-ordinate transformation and robot control with denavit-hartenberg matrices. *Journal of Microcomputer Applications*, 8(4):303 – 316, 1985. URL: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0745713885900314>, doi:[https://doi.org/10.1016/0745-7138\(85\)90031-4](https://doi.org/10.1016/0745-7138(85)90031-4).
- [17] Mathew P.; Mashner Michael J. Bridges, Michael M.; Para. Flexible and stretchable sensors for fluidic elastomer actuated soft robots. *JHAPL Technical Digest*, 1(30):217–222, 2011. doi:12.1668/jhapl.2011.3.
- [18] Ang Chen, Ruixue Yin, Lin Cao, Chenwang Yuan, H. K. Ding, e W. J. Zhang. Soft robotics: Definition and research issues. *2017 24th International Conference on Mechatronics and Machine Vision in Practice, M2VIP 2017*, 2017-Decem(November):366–369, 2017. doi:10.1109/M2VIP.2017.8267170.
- [19] Hong Kai Yap, Jeong Hoon Lim, Fatima Nasrallah, e Chen Hua Yeow. Design and preliminary feasibility study of a soft robotic glove for hand function assistance in stroke survivors. *Frontiers in Neuroscience*, 11(OCT):1–14, 2017. doi:10.3389/fnins.2017.00547.
- [20] Hyonyoung Han e Jung Kim. Active muscle stiffness sensor based on piezoelectric resonance for muscle contraction estimation. *Sensors and Actuators, A: Physical*, 194:212–219, 2013. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.sna.2013.01.054>, doi:10.1016/j.sna.2013.01.054.
- [21] Ariano et al. - 2015 - Polymeric materials as artificial muscles an overview.
- [22] Yoseph Bar-Cohen. Electroactive polymers as artificial muscles - Reality and challenges. *19th AIAA Applied Aerodynamics Conference*, 2001. doi:10.2514/6.2001-1492.

- [23] Hironari Taniguchi. Flexible Artificial Muscle Actuator Using Coiled Shape Memory Alloy Wires. *APCBEE Procedia*, 7:54–59, 2013. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.apcbee.2013.08.012>, doi:10.1016/j.apcbee.2013.08.012.
- [24] Baijun Ding, Jinwu Qian, Linyong Shen, e Yanan Zhang. Finite element analysis and optimized design of exoskeleton for lower extremity rehabilitation training. *2012 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, ROBIO 2012 - Conference Digest*, páginas 1397–1402, 2012. doi:10.1109/ROBIO.2012.6491164.
- [25] Thomas B. Moeslund e Volker Krüger. A survey of advances in vision-based human motion capture and analysis. *Computer Vision and Image Understanding*, 104(2-3):90–126, nov 2006. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1077314206001263>, doi:10.1016/J.CVIU.2006.08.002.
- [26] Bing Chen, Chun Hao Zhong, Xuan Zhao, Hao Ma, Xiao Guan, Xi Li, Feng Yan Liang, Jack Chun Yiu Cheng, Ling Qin, Sheung Wai Law, e Wei Hsin Liao. A wearable exoskeleton suit for motion assistance to paralysed patients. *Journal of Orthopaedic Translation*, 11:7–18, 2017. doi:10.1016/j.jot.2017.02.007.
- [27] J G Webster. *Medical Instrumentation: Application and Design*. John Wiley & Sons, 2009.
- [28] Franchino Porciuncula, Anna Virginia Roto, Deepak Kumar, Irene Davis, Serge Roy, Conor J. Walsh, e Louis N. Awad. Wearable movement sensors for rehabilitation: A focused review of technological and clinical advances. *PM&R*, 10(9S2):S220–S232, 2018. URL: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1016/j.pmrj.2018.06.013>, arXiv:<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1016/j.pmrj.2018.06.013>, doi:10.1016/j.pmrj.2018.06.013.
- [29] Yehuda Schwarz. Electromagnetic navigation. *Clinics in Chest Medicine*, 31(1):65 – 73, 2010. *Interventional Pulmonology*. URL: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0272523109000811>, doi:<https://doi.org/10.1016/j.ccm.2009.08.005>.
- [30] Heng Wang, Alexander Kläser, Cordelia Schmid, e Cheng Lin Liu. Dense trajectories and motion boundary descriptors for action recognition. *International Journal of Computer Vision*, 103(1):60–79, 2013. arXiv:1705.01861, doi:10.1007/s11263-012-0594-8.
- [31] Zhengyou Zhang. Microsoft kinect sensor and its effect. *IEEE Multimedia*, 19(2):4–10, 2012. doi:10.1109/MMUL.2012.24.
- [32] Manuel A. Armada, Pablo de González Santos, Christian Fleischer, Konstantin Kondak, Christian Reinicke, e Günter Hommel. Motion Calculation for Human Lower Extremities Based on EMG-Signal-Processing and Simple Biomechanical Model. *Climbing and Walking Robots*, páginas 153–161, 2005. doi:10.1007/3-540-29461-9_13.
- [33] Mario Cifrek, Vladimir Medved, Stanko Tonković, e Saša Ostojić. Surface emg based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical Biomechanics*, 24(4):327 – 340, 2009. URL: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003309000254>, doi:<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.01.010>.
- [34] José Francisco de Oliveira Restivo. *Processamento Digital de Sinal*. Departamento de Engenharia Electrotécnica e de Computadores Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 1998.

- [35] *Datasheet* do conjunto de sensorização *Xsens*. <https://www.xsens.com/hubfs/Downloads/Manuals/MTi-1-series-datasheet.pdf>. Accessed: 2020-01-15.
- [36] *Datasheet* do conjunto de sensorização *Cometa WaveTrack*. https://www.cometasystems.com/sites/default/files/cometa_brochure_2018_0.pdf. Accessed: 2020-01-19.
- [37] *Datasheet* do conjunto de sensorização *Polhemus*. https://polhemus.com/_assets/img/G4_User_Manual_URM10PH238-D.pdf. Accessed: 2020-01-19.
- [38] *Datasheet* do sensor eletromagnético *Flock of Birds*. <http://www.5dt.com/downloads/3rdparty/fobclassb.pdf>. Accessed: 2020-01-17.
- [39] *Datasheet* da câmara de infravermelhos *Leap Motion*. https://www.ultraleap.com/datasheets/Leap_Motion_Controller_Datasheet.pdf. Accessed: 2020-01-15.
- [40] *Datasheet* do conjunto de sensorização *Optotrak Certus*. https://wigi725ylkk16hjts2tbfo9i-wpengine.netdna-ssl.com/msci/wp-content/uploads/sites/17/2014/02/8300324_rev001_optotrak_Certus.pdf. Accessed: 2020-01-19.
- [41] *Datasheet* do *BITalino*. https://bitalino.com/datasheets/REVOLUTION_MCU_Block_Datasheet.pdf. Accessed: 2020-01-17.
- [42] *Datasheet* do Microcontrolador Arduino Uno. <https://www.farnell.com/datasheets/1682209.pdf>. Accessed: 2020-01-15.
- [43] *Datasheet* da placa eHealth Board 2.0. <https://www.cooking-hacks.com/ehealth-sensor-shield-biometric-medical-arduino-raspberry-pi>. Accessed: 2020-01-15.
- [44] *Datasheet* do Microcontrolador ESP32. https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32_datasheet_en.pdf. Accessed: 2020-01-15.
- [45] *Datasheet* do Microcontrolador ESP32. https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/0a-esp8266ex_datasheet_en.pdf. Accessed: 2020-01-15.
- [46] Akihiko Murai, Kosuke Kurosaki, Katsu Yamane, e Yoshihiko Nakamura. Musculoskeletal-see-through mirror: Computational modeling and algorithm for whole-body muscle activity visualization in real time. *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, 103(2-3):310–317, 2010. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.pbiomolbio.2010.09.006>, doi:10.1016/j.pbiomolbio.2010.09.006.
- [47] *Datasheet* da unidade de energia do *BITalino*. https://bitalino.com/datasheets/REVOLUTION_PWR_Block_Datasheet.pdf. Accessed: 2020-01-17.
- [48] *Datasheet* do módulo de comunicação BLE do *BITalino*. https://bitalino.com/datasheets/REVOLUTION_BLE_Block_Datasheet.pdf. Accessed: 2020-01-17.
- [49] *Datasheet* do circuito integrado LPV324. <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/176968/TI/LPV324.html>. Accessed: 2020-01-17.
- [50] *Datasheet* do circuito integrado ADIS16467. <https://www.analog.com/en/products/adis16467.html?doc=adis16467.pdf#>. Accessed: 2020-01-17.

- [51] *Datasheet* do circuito integrado AD8232. <https://html.alldatasheet.com/html-pdf/544648/AD/AD8232/23/1/AD8232.html>. Accessed: 2020-01-17.
- [52] *Datasheet* do OpenSignals (r)evolution. https://bitalino.com/datasheets/OpenSignals_Datasheet.pdf. Accessed: 2020-01-17.