

FACULDADE DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE DO PORTO



Sistema para fisioterapia baseado na plataforma Kinect

Guilherme Pires Campos

Mestrado Integrado em Engenharia Eletrotécnica e de Computadores

Orientador: Prof. Dr. Jorge Alves da Silva

25 de Julho de 2013

Resumo

A qualidade da recuperação da atividade motora de indivíduos sujeitos a tratamentos de fisioterapia depende, em larga escala, da execução de um conjunto de exercícios de movimento que devem ser repetidos intensamente. Em geral, a recuperação inicial é acompanhada por um fisioterapeuta, mas os custos desse acompanhamento por longos períodos de tempo são insuportáveis para a maior parte dos pacientes. Alguns exercícios são, por isso, repetidos em casa, com o acompanhamento de familiares, mas, estes nem sempre são capazes de avaliar se os movimentos estão a ser executados adequadamente. Por outro lado, dada a natureza repetitiva da maior parte dos exercícios, é difícil manter os pacientes motivados para a sua realização. Seria, por isso, muito útil a existência de um sistema de baixo custo que os pacientes pudessem utilizar em casa, capaz de motivá-los a realizar de forma correta os exercícios adequados à sua patologia, de dar algum *feedback* sobre a qualidade dos exercícios realizados e de permitir a avaliação contínua da evolução do estado do paciente.

Com a investigação desenvolvida neste projeto, procurou-se avaliar as potencialidades da plataforma *Kinect* da *Microsoft* como base para o desenvolvimento de um sistema de apoio à reabilitação da atividade motora. Foi realizada uma análise extensa dos dados retornados pelo sensor 3D da plataforma, tendo sido aplicados alguns métodos de processamento com o objetivo de melhorar a qualidade dos dados. Foi desenvolvida uma aplicação com uma interface para os pacientes, com a qual estes interagem durante a realização dos exercícios, recebendo *feedback* sobre a qualidade de execução dos mesmos, e uma interface para os fisioterapeutas, através da qual estes podem configurar os exercícios e visualizar os vídeos da sua execução pelos pacientes, bem como os dados relativos aos movimentos executados.

Para avaliar as potencialidades de utilização do sistema numa situação real e obter algum *feedback* de fisioterapeutas e pacientes, foi feito um estudo envolvendo um grupo de 20 indivíduos que realizaram dois tipos de exercícios de recuperação da atividade motora do articulação do joelho. Este estudo permitiu identificar algumas dificuldades que dificilmente seriam detetadas em ambiente laboratorial.

A conclusão do trabalho realizado foi que o sensor 3D da *Kinect* permite obter, de forma automática, dados sobre os movimentos realizados pelos pacientes com uma qualidade semelhante à que é obtida com base na marcação manual da posição das articulações em sequências de vídeo 2D. No entanto, são necessários mais estudos para avaliar a possibilidade de utilizar os dados adquiridos para discriminar entre movimentos corretos e incorretos.

Abstract

The quality of recovery of motor activity in individuals undergoing physical therapy treatments highly depends on the execution of a set of exercises that must be intensely repeated. Overall, the initial recovery is monitored by a physiotherapist but the financial costs regarding those long periods of time are unbearable for most patients. Some exercises are, therefore, repeated at home, with accompaniment of family members, even though they are seldom capable of evaluating the correctness of the movements. On the other hand, given the repetitive nature of most exercises, it becomes hard to keep patients motivated. Hence, the existence of a low cost system that patients could use at home, that could motivate them to correctly perform the proper exercises for their pathology, while giving them feedback on the quality of the performed exercises and allowing a continuous evaluation of their progress, would be very useful.

The investigation developed in this project aims at evaluating the potential of Microsoft's Kinect platform as a basis for development of a motor rehabilitation support system. An extensive analysis on the data returned by the platform's 3D sensor was performed, which led to the implementation and use of additional processing methods, in order to improve data quality. An application with a patient interface was developed, with which they interact during the performance of the exercises, receiving, in return, feedback on the quality of the given exercises, and also an interface for physiotherapists, through which they can configure exercises and visualize videos of the patients performance, as well as data regarding the performed movements.

In order to evaluate the system's use potential in a real-life situation and obtain some feedback from both physiotherapists and patients, an empirical study took place, involving a sample of 20 individuals who performed two types of motor recovery of the knee joint. This study allowed the identification of some problems that would otherwise be hard to detect, namely in a lab environment.

The work concluded that the 3D Kinect sensor allows the obtainment, in an automatic fashion, of data on the movements performed by the patients, with quality similar to data gathered using 2D marker tracking systems. However, further studies are required in order to assess the possibility of using gathered data to differentiate between correct and incorrect movements.

Agradecimentos

Com a conclusão desta dissertação, marco o final de uma fase muito importante na minha vida. Fecha-se um capítulo, e abre-se o seguinte. A chegada a este momento deve-se, sem dúvida, à ajuda e ao apoio dados por diversas pessoas que estiveram presentes comigo durante todo este percurso.

Em primeiro lugar, gostaria de atribuir um agradecimento especial ao meu orientador, Professor Doutor Jorge Alves da Silva, pela sua orientação e o seu apoio ao longo do desenvolvimento deste trabalho. Pela disponibilidade e esclarecimentos, pelas críticas e sugestões dadas sempre no intuito de melhorar este trabalho.

À minha mãe e à minha irmã por nunca deixarem de confiar e acreditar em mim. Pela paciência, compreensão e dedicação com que percorreram este caminho a meu lado. Não só durante a realização deste projeto, mas durante todo o meu percurso académico. Certamente não teria chegado onde cheguei, se não fosse pela sua ajuda. Por isso, um sincero e profundo obrigado.

À minha prima Joana, pela ajuda prestada durante a recolha de dados no estudo clínico, e ao meu primo Vasco, pelo tempo disponibilizado aquando da revisão final desta dissertação. E claro, ao resto da minha família que, de uma maneira ou de outra, contribuíram para a concretização deste objetivo.

Deixo uma nota de agradecimento ao coordenador da Unidade de Fisioterapia do Hospital Particular de Viana do Castelo, Terapeuta João Veloso, por ter disponibilizado o espaço para a realização do estudo clínico, assim como ao Dr. Vitor Varandas Moreira pela ajuda oferecida no início deste projeto.

Não posso deixar de agradecer aos meus amigos. A uns mais do que a outros, claro está, mas sem os quais este percurso se teria tornado insuportável, certamente. Muito obrigado a todos.

Por fim, gostaria de dedicar esta dissertação ao meu pai. Foi, é, e sempre será uma inspiração para mim. Não tenho qualquer dúvida de que estaria muito orgulhoso de mim, neste momento.

Guilherme Campos

“The time you enjoy wasting is not wasted time.”

Bertrand Russell

Conteúdo

1	Introdução	1
1.1	Motivação	1
1.2	Contribuições	2
1.3	Objetivos	3
2	Estado da Arte	5
2.1	Introdução	5
2.2	Trabalho relacionado	5
2.3	Seguimento visual	7
2.3.1	Seguimento com marcadores	7
2.3.2	Seguimento sem marcadores	8
2.4	Aquisição de imagens	9
2.5	Plataformas	10
2.5.1	<i>Qualisys Gait analysis and Rehabilitation</i>	10
2.5.2	<i>Motus 10</i>	10
2.5.3	<i>Kinect for Windows</i>	11
2.5.4	<i>Xtion PRO LIVE</i>	12
2.5.5	<i>DepthSense 311</i>	12
2.6	<i>Software Development Kits</i>	13
2.6.1	<i>Kinect for Windows SDK</i>	13
2.6.2	<i>OpenNI</i>	14
2.6.3	<i>OpenKinect</i>	15
2.7	Resumo	15
3	Metodologia	17
3.1	Introdução	17
3.2	Requisitos do sistema	18
3.3	Caraterização dos movimentos	19
3.3.1	Biomecânica do joelho	19
3.3.2	Cálculo do ângulo e da velocidade	22
3.4	Avaliação dos exercícios	23
3.5	Perspectiva geral do sistema	25
3.5.1	<i>Kinect for Windows</i>	26
3.6	Processamento de dados	28
3.6.1	Avaliação estática	28
3.6.2	Avaliação dinâmica	30
3.7	Filtragem dos dados	30
3.7.1	Filtragem recorrendo ao SDK da <i>Kinect</i>	30

3.7.2	Filtro de mediana e filtro de média	34
4	Implementação	37
4.1	Introdução	37
4.2	Métodos desenvolvidos	37
4.2.1	Cálculo do ângulo	38
4.2.2	Filtros	39
4.3	Exercícios de reabilitação	39
4.3.1	Extensão/flexão do joelho na posição sentado	40
4.3.2	Flexão/extensão do joelho em pé	41
4.4	Feedback para o paciente	42
4.4.1	Avaliação da postura	42
4.4.2	Avaliação do exercício	42
4.5	Registo de informação	43
4.6	Interface gráfica	43
4.6.1	Interface do fisioterapeuta	44
4.6.2	Interface do paciente	45
5	Resultados e discussão	49
5.1	Introdução	49
5.2	Procedimentos relativos à recolha de dados	50
5.3	Análise e discussão dos resultados	51
5.4	Limitações do sistema	56
6	Conclusões e Trabalho Futuro	59
6.1	Conclusões	59
6.2	Trabalho futuro	60
A	Exercícios para reabilitação do joelho	61
A.1	Extensão/flexão do joelho na posição de sentado	61
A.2	Flexão/extensão do joelho na posição de pé	61
B	Resultados da filtragem com o SDK da Kinect	63
C	Consentimento informado	67
	Referências	69

Lista de Figuras

2.1	Tecnologia de seguimento ativa aplicada a modelização 3D	8
2.2	<i>Qualisys Gait analysis and Rehabilitation</i>	10
2.3	<i>Vicon Motus 10</i>	11
2.4	<i>Kinect for Windows</i>	12
2.5	<i>Xtion PRO</i>	12
2.6	<i>DepthSense 311</i>	13
2.7	Deteção de articulações recorrendo ao <i>Kinect for Windows</i> SDK	14
2.8	API do <i>OpenNI</i>	15
3.1	Extensão e flexão do joelho em posição sentado	21
3.2	Extensão e flexão do joelho em posição de pé	22
3.3	Variação de posição da articulação da cabeça, na posição de sentado, durante a movimentação do tronco da esquerda para a direita no eixo X (primeiro gráfico) e da movimentação do tronco da frente para trás no eixo Z (segundo gráfico)	24
3.4	Arquitetura do sistema	25
3.5	Plataforma <i>Kinect</i> e os respetivos sensores	26
3.6	Gama do sensor de profundidade	27
3.7	Ângulo de visão do sensor	27
3.8	Articulações detetados em ambos os modos de seguimento do esqueleto	28
3.9	Posição no eixo X (primeiro gráfico), Y (segundo gráfico) e Z (terceiro gráfico), sem movimento, e a respetiva média	29
3.10	Comparação da variação de posição da articulação do pé no eixo Y (topo) e Z (centro) e do ângulo do joelho (baixo), durante a realização do exercício de extensão/flexão do joelho na posição sentado, com 5 repetições	31
3.11	Valores de velocidade da extensão/flexão do joelho após filtro com parâmetros: $\alpha - 0$, $\beta - 0$, $\psi - 0$, $\omega - 0$, $\phi - 0$	32
3.12	Valores de velocidade da extensão/flexão do joelho após filtro com parâmetros: $\alpha - 0$, $\beta - 1$, $\psi - 1$, $\omega - 1$, $\phi - 1$	33
3.13	Valores de velocidade da extensão/flexão do joelho após filtro com parâmetros: $\alpha - 0.85$, $\beta - 0.85$, $\psi - 0.75$, $\omega - 0.75$, $\phi - 0.75$	33
3.14	Valores de velocidade da extensão/flexão do joelho após filtro de mediana (em cima) e de média (em baixo) com janela de dimensão 3	34
3.15	Valores de velocidade da extensão/flexão do joelho após filtro de mediana (em cima) e de média (em baixo) com janela de dimensão 5	35
3.16	Valores de velocidade da extensão/flexão do joelho após filtro de mediana (em cima) e de média (em baixo) com janela de dimensão 7	35
3.17	Valores finais de velocidade da extensão/flexão do joelho após a filtragem	36

4.1	Representação gráfica dum sujeito a realizar o exercício de extensão/flexão do joelho em posição sentado (vista lateral). As marcações a laranja representam as articulações detetadas, o traçado central a cinza representa o plano imaginário definida para avaliação do ângulo de extensão	39
4.2	Máquina de estados representativa do algoritmo de caracterização do exercício de extensão/flexão do joelho em posição sentado	40
4.3	Máquina de estados representativa do algoritmo de caracterização do exercício de flexão/extensão do joelho em pé	41
4.4	Modelo relacional da base de dados	43
4.5	Janela de início de sessão	44
4.6	Janela após início de sessão do terapeuta	44
4.7	Janela do fisioterapeuta para criar sessões	45
4.8	Janela para fazer o seguimento da reabilitação	46
4.9	Janela após início de sessão do paciente	46
4.10	Janela após selecionar "Realizar reabilitação"	47
4.11	Janela para seleção de sessão a realizar	47
4.12	Janela para realização da reabilitação	47
4.13	Janela para realização da reabilitação. A sequência de imagens é representativa da sequência de realização do exercício de extensão/flexão do joelho em posição sentado	48
5.1	Ambiente da aplicação <i>Kinect Studio 1.7</i>	50
5.2	Captura efetuada pela câmara de vídeo	50
5.3	Orientação da <i>Kinect</i> e da câmara durante a recolha de dados. Exercício de flexão/extensão do joelho em pé à esquerda e exercício de extensão/flexão do joelho em posição sentado à direita	51
5.4	Imagem obtida após cálculo do ângulo com a aplicação desenvolvida em <i>Matlab</i>	52
5.5	Comparação entre o ângulo máximo de extensão medido pela <i>Kinect</i> e o ângulo máximo de extensão medido pela câmara, do exercício de extensão/flexão do joelho em posição sentado	53
5.6	Comparação entre a velocidade de extensão medida pela <i>Kinect</i> e a velocidade de extensão medida pela câmara, do exercício de extensão/flexão do joelho em posição sentado	53
5.7	Comparação entre a velocidade de flexão medida pela <i>Kinect</i> e a velocidade de flexão medida pela câmara, do exercício de extensão/flexão do joelho em posição sentado	54
5.8	Comparação entre o ângulo máximo de flexão medido pela <i>Kinect</i> e o ângulo máximo de flexão medido pela câmara, do exercício de flexão/extensão do joelho em posição sentado	54
5.9	Valores de ângulo de extensão para o melhor resultado do estudo de caso	55
5.10	Valores de velocidade para o melhor resultado do estudo de caso	56
B.1	Resultados após filtro com parâmetros: α - 0.1, β - 0.3, ψ - 1.0, ω - 1.0, ϕ - 1.0	63
B.2	Resultados após filtro com parâmetros: α - 0.5, β - 0.5, ψ - 1.0, ω - 0.5, ϕ - 0.5	64
B.3	Resultados após filtro com parâmetros: α - 0.7, β - 0.3, ψ - 1.0, ω - 1.0, ϕ - 1.0	64
B.4	Resultados após filtro com parâmetros: α - 0.8, β - 0.9, ψ - 0.8, ω - 0.8, ϕ - 0.8	65

Lista de Tabelas

3.1	Variação de posição da articulação da cabeça, na posição de sentado, no eixo X e no eixo Z, durante a movimentação do tronco da esquerda para a direita e da movimentação do tronco da frente para trás	24
3.2	Resultados de precisão das 3 componentes	29

Abreviaturas e Símbolos

API	<i>Application Programming Interface</i>
IDE	<i>Integrated Development Environment</i>
LCA	Ligamento Cruzado Anterior
LED	<i>Light-Emitting Diode</i>
LINQ	<i>Language-Integrated Query</i>
MLD	<i>Moving Light Display</i>
PC	<i>Personal Computer</i>
R&D	<i>Research and Development</i>
RGB	<i>Red Green Blue</i>
RGB-D	<i>Red Green Blue - Depth</i>
SDK	<i>Software Development Kit</i>
SQL	<i>Structured Query Language</i>

Capítulo 1

Introdução

O presente trabalho insere-se no quadro da área científica da Eletrotécnica entrelaçada com a área científica da Fisiatria. A investigação envolveu, num primeiro momento, a criação de um sistema de realidade virtual para futura aplicação à reabilitação motora de indivíduos sujeitos a tratamento fisioterapêutico. Durante esta fase, e paralelamente, procedeu-se à revisão bibliográfica da biomecânica dos membros inferiores do corpo humano, fundamental à continuidade do projeto. Num segundo momento avaliou-se a capacidade do sistema. Para isso avaliou-se a qualidade dos dados retornados pela plataforma utilizada, seguido de um estudo clínico, já em contexto hospitalar e com o acompanhamento do fisioterapeuta.

1.1 Motivação

Em qualquer processo de reabilitação o paciente necessita de realizar uma série de exercícios biomecânicos repetitivos. Precisa, antes disto, de aprender os movimentos seguindo as instruções do fisioterapeuta, e posteriormente, reproduzir o que aprendeu. A qualidade e, consequentemente, o sucesso da reabilitação do paciente estará então muito dependente da forma como o fisioterapeuta apresenta os exercícios, assim como da capacidade do próprio paciente em memorizar esses mesmos exercícios.

Por sua vez, o fisioterapeuta necessita de acompanhar continuamente a evolução do paciente para que este possa retificar as incorreções na execução dos exercícios, ou para que o fisioterapeuta reajuste o plano de reabilitação, se verificar que a evolução do paciente é positiva. Esta situação implica que o tempo dedicado pelo fisioterapeuta a cada paciente seja elevado e, como resultado, os cuidados individuais prestados possam diminuir em qualidade.

Essa necessidade de acompanhamento permanente, resulta na obrigatoriedade de o paciente se encontrar sempre no mesmo local do fisioterapeuta. Isto origina encargos que poderiam ser minimizados. Para a clínica/hospital as despesas com material, pessoal e instalações poderiam ser reduzidas, se o número de horas de tratamento realizado aos pacientes nessas instalações, diminuísse. As sessões diárias de exercício terapêutico do paciente poderiam aumentar e o número de deslocações à clínica/hospital diminuir se o paciente tivesse a possibilidade de utilizar um

sistema portátil de reabilitação, no domicílio. A investigação que vem sendo produzida, evidencia a grande importância das tecnologias aplicadas a esta área da saúde. Sistemas baseados em várias câmaras são os mais utilizados, e oferecem precisões elevadas. Realizam avaliações quantitativas e qualitativas dos exercícios realizados tendo em conta, por exemplo, o movimento das articulações.

Contudo são sistemas caros e que, normalmente, só podem ser usados em laboratórios ou ambientes hospitalares, facto que limita a possibilidade de tirar partido da sua potencialidade noutros contextos. Além de que requerem, frequentemente, a colocação de marcadores no paciente. Deste modo, seria útil desenvolver um sistema de apoio ao paciente, que realize tarefas de verificação e avaliação dos exercícios realizados, diminuindo assim a necessidade de um acompanhamento constante por parte do fisioterapeuta. Espera-se com isto melhorar a qualidade da reabilitação, assim como diminuir o tempo de recuperação [1]. Um sistema deste género deverá ser capaz de acompanhar o paciente desde o início da reabilitação, até ao momento de conclusão. Deverá ser dotado de ferramentas para ensinar os movimentos e corrigi-los se estes forem mal realizados, ou seja, dar *feedback* em tempo real no decorrer de cada sessão. As sessões poderão também ser realizadas sob a forma de jogos interativos, por forma a estimular a motivação do paciente [2]. Deverá ser também uma plataforma que permita uma interação dinâmica com o fisioterapeuta, enviando os dados de cada sessão para este. Para isso seria somente necessário uma ligação à Internet. Por último, deverá ser um sistema portátil podendo assim o paciente realizar a reabilitação em qualquer local, sem qualquer tipo de limitação. O tema aqui abordado, reabilitação com recurso a sistemas de interface natural (*natural user interface*), é algo recorrente nos dias de hoje, e é cada vez mais o foco de estudos com o objetivo de tentar perceber qual sua fiabilidade, aceitabilidade e eficácia [3]. Os resultados obtidos em algumas investigações realizadas nesta área têm sido muito positivos, mostrando que este tipo de sistemas pode, de facto, ajudar na reabilitação [4]. Contudo, ainda é cedo para dizer quais as implicações que estas plataformas podem ou não ter porque, embora os resultados sejam positivos, há falta de pesquisa sobre a capacidade destes sistemas para assegurar um acompanhamento que possa resultar numa reabilitação com sucesso e qualidade garantidas [5].

1.2 Contribuições

A plataforma *Kinect* foi lançada inicialmente em 2010, sendo que a versão melhorada, *Kinect for Windows*, passou a estar disponível em 2012. As potencialidades são variadas, e a sua utilidade pode abranger as mais diversas áreas. Contudo, os estudos realizados sobre a qualidade e o tratamento dos dados fornecidos pelo sensor são ainda diminutos. Com a presente investigação pretende-se aumentar a base de conhecimento sobre o funcionamento da *Kinect for Windows*. Para isso realizar-se-á um estudo detalhado da precisão da posição das articulações fornecidas pela *Kinect*, seguido do desenvolvimento, implementação e teste de um sistema capaz de caracterizar movimentos específicos do processo de reabilitação motora. De modo a validar o sistema, será realizado um estudo clínico com uma amostra de 20 sujeitos. Com isto, espera-se obter conclusões

significativas sobre a qualidade, fiabilidade e usabilidade da plataforma e assim, contribuir para que mais pesquisas neste domínio sejam desenvolvidas no futuro.

1.3 Objetivos

O objetivo principal deste projeto é desenvolver uma ferramenta de apoio à reabilitação motora. Esta deverá ser capaz de realizar o acompanhamento de todo o processo de reabilitação de um determinado paciente. Estará dotada da capacidade de oferecer *feedback* em tempo real ao paciente, assim como guardar a informação das sessões realizadas para posterior visualização pelo fisioterapeuta. Para isto, será criada uma *interface* visual. Será também criada uma base de dados local para armazenamento de dados.

De modo a implementar este sistema, recorreu-se à plataforma *Microsoft Kinect for Windows*, com recurso ao *software development kit* (SDK) distribuído pela *Microsoft, Kinect for Windows SDK*.

Para além do objetivo principal definido acima, foram também estabelecidos uma série de objetivos secundários, mas de elevada importância para dar o devido seguimento a este projeto. Estes objetivos consistem em:

1. Implementação do sistema
 - 1.1 Avaliação dos dados retornados pelo sistema
 - 1.2 Desenvolvimento da aplicação
2. Verificação e validação
 - 2.1 Realização de um breve estudo com 20 indivíduos
 - 2.2 Análise dos resultados

Capítulo 2

Estado da Arte

Neste capítulo apresenta-se o estudo preliminar realizado tendo em vista desenvolver as competências e ganhar os conhecimentos necessários sobre os aspetos mais importantes relacionados com este projeto. São analisadas plataformas de aquisição de dados, métodos de avaliação qualitativa de exercícios, software para a implementação dos mesmos e projetos relacionados já existentes ou em desenvolvimento.

2.1 Introdução

Tecnologias que aumentem a autonomia de um paciente durante o processo de reabilitação motora, assim como acelerem este processo, são cada vez mais comuns e acessíveis. Estas tecnologias variam em vários pontos: interação com o utilizador, arquitetura funcional, conceito de funcionamento e objetivo final [6]. Existem dois aspetos principais relacionados com estas tecnologias: aquisição de dados e avaliação de movimentos. Relativamente ao primeiro, são analisados neste capítulo diferentes sistemas que podem servir o objetivo proposto, assim como procedimentos para identificação e processamento de movimentos e software que poderá ajudar no desenvolvimento. Seguidamente são analisadas algumas investigações dentro da mesma área de investigação da presente dissertação, e que permitiram focar o trabalho desenvolvido em aspetos não explorados anteriormente.

2.2 Trabalho relacionado

Apresentam-se de seguida algumas investigações relacionadas com o tema abordado nesta dissertação, e de interesse para o desenvolvimento deste projeto.

MIRA - Upper Limb Rehabilitation System Using Microsoft Kinect

Neste projeto [7], os autores desenvolvem um sistema composto por aplicações interativas e jogos baseados em sensores externos, em conjunto com a *Kinect*. As aplicações e jogos deste sistema foram criados de modo a imitar os movimentos de um exercício de reabilitação, enquanto

realiza a monitorização dos mesmos, de modo a poder avaliar a sua exatidão. Além disso, os jogos foram criados de tal modo que a probabilidade de se ganhar é de 80%, com o intuito de manter o paciente motivado durante a reabilitação. A aplicação oferece também *feedback* audiovisual ao paciente.

As conclusões apresentadas no final desta investigação dão a entender que a aplicação criada serviu, de facto, para motivar o paciente durante a sua reabilitação. Para além disso, e segundo os fisioterapeutas que participaram no projeto, a introdução desta plataforma permitiu libertar tempo de acompanhamento por parte do fisioterapeuta ao paciente.

Development and Evaluation of Low Cost Game-Based Balance Rehabilitation Tool Using the Microsoft Kinect Sensor

O trabalho desenvolvido neste projeto [8] tem como foco a criação de uma ferramenta de reabilitação baseada num jogo. Este jogo é, em vários aspetos, muito semelhante ao desenvolvido em [7]. Contudo o foco da investigação é diferente, sendo mais orientada aos problemas relativos à interação entre o paciente e a aplicação.

Questionários realizados tanto aos terapeutas como aos pacientes ofereceram informação importante sobre como dar seguimento ao projeto. Uma série de ideias quanto a aperfeiçoamentos e melhorias ao sistema foram listadas. Foi também demonstrado que o uso do protótipo desenvolvido no decorrer desta investigação tem potencial como ferramenta de reabilitação.

A Kinect-based system for physical rehabilitation: A pilot study for young adults with motor disabilities

A investigação apresentada [9] tinha por objetivo avaliar a possibilidade de reabilitar dois jovens adultos com limitações motoras, recorrendo a um sistema baseado na *Kinect*. O sistema determina automaticamente se os exercícios realizados alcançam um padrão mínimo e se o número de repetições é suficiente. A aplicação inclui também uma *interface* que oferece *feedback* audiovisual, com o objetivo de aumentar a motivação e o interesse do paciente durante o processo de reabilitação. Detalhes das sessões de reabilitação são guardados, permitindo assim que os terapeutas possam rever o progresso dos pacientes de forma rápida.

O interesse deste projeto encontra-se no facto de ter sido realizado um ensaio clínico de acordo com uma sequência do tipo ABAB (em que A representa a fase de base, e B representa a fase de intervenção). Na fase A, não houve qualquer tipo de intervenção com tecnologia de apoio. Na fase B, foi introduzido o sistema baseado na *Kinect*. Os resultados mostram que ambos os sujeitos que fizeram parte do estudo realizaram um maior número de exercícios corretamente durante a fase B. Isto demonstra que um sistema de apoio à reabilitação pode, de facto, levar a melhores resultados durante este processo.

Evaluation of Kinect Joint Tracking for Clinical and In-Home Stroke Rehabilitation Tools

O autor tenta, na investigação realizada [10], responder às seguintes questões, diretamente relacionadas com a qualidade da informação retornada pela *Kinect*:

- É possível identificar diferentes fases de um determinado movimento, partindo da informação de posição das articulações?
- Quais são as melhores, e as piores, taxas de amostragem a que é obtida a informação de posição das articulações, e são essas taxas suficientes para fornecer informação significativa, tanto para os terapeutas, como para os pacientes?
- Quão consistente é a informação de posição das articulações, durante atividades tipicamente realizadas numa sessão de reabilitação?

Para responder a estas perguntas, são realizadas uma série de recolhas em que é pedido a um grupo de indivíduos para realizarem três tipos de exercícios: *sit to stand*, *standing to sit* e *assisted sit to stand*.

As conclusões obtidas no final desta investigação permitiram obter conhecimentos *a priori* sobre a qualidade dos dados retornados pela *Kinect*, para o projeto a desenvolver nesta dissertação. Mais especificamente, da precisão da posição das articulações.

2.3 Seguimento visual

Um sistema desta natureza é capaz de gerar informação em tempo real da posição do utilizador. Pode ser composto por uma ou mais câmaras para obter a informação do ambiente, processar os dados recebidos e extrair características de interesse como, por exemplo, posição das articulações [11]. Este tipo de sistemas pode ser dividido em dois grupos: com marcadores e sem marcadores.

2.3.1 Seguimento com marcadores

É uma técnica na qual se aplicam marcadores em zonas específicas do corpo, de modo a seguir o movimento dessas zonas. Visto que o corpo humano é altamente articulado, é por vezes difícil estimar corretamente a posição atual de cada articulação. Para além disso, a análise da imagem também estará dependente do ambiente em que se encontra o utilizador, o que pode resultar em erros adicionais resultantes de ruído de fundo. Daí o recurso a marcadores. Estes podem diminuir em muito a dificuldade de estimação de posição, assim como facilitar a deteção e o seguimento dos movimentos, resultando numa necessidade de processamento inferior. Contudo esta técnica implica que o utilizador tenha de colocar os marcadores em pontos específicos do corpo o que, por vezes, pode ser algo não realizável. Existem também outros problemas que resultam do uso de marcadores como o facto de estes se poderem mover, ou a base onde se encontrem fixados, dando origem a erros e variações nas leituras obtidas.

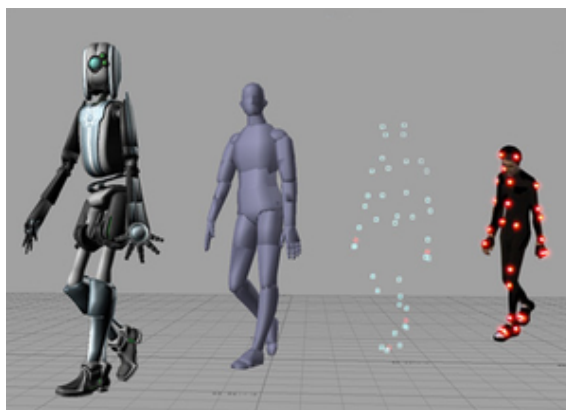


Figura 2.1: Tecnologia de seguimento ativa aplicada a modelização 3D

Fonte: <http://austinvisuals.com>

Um exemplo de seguimento com marcadores é o *Moving Light Display* (MLD), desenvolvido por Jeffrey E. Boyd e James J. Little em 1997, e que foi um marco para a evolução de tecnologias relacionadas com a deteção e seguimento de movimentos do corpo humano. Esta tecnologia emprega uma série de refletores colocados em pontos chave de corpo humano. O utilizador é depois filmado enquanto se move. O resultado disto é uma sequência de imagens em que o corpo não é visível, só os refletores [12].

Estes sistemas podem ser passivos ou ativos:

- Passivos: Um sistema passivo usa um conjunto de marcadores que não produzem luz, só refletem a que vem de encontro a eles. Sistemas deste género podem gerar visualizações 3D do corpo humano, partindo de informação 2D.
- Ativos: Os marcadores produzem luz, por exemplo infravermelha, que é depois captada pelo sistema (Fig 2.1). A vantagem destes sistemas em comparação com os anteriores, é que conseguem obter precisões, para a posição dos marcadores, na ordem dos milímetros.

2.3.2 Seguimento sem marcadores

Câmaras de alta resolução e velocidade podem ser usadas para realizar deteção em tempo real de movimentos, sem a necessidade de recurso a marcadores. O problema da técnica de seguimento sem recurso a marcadores é que requer um algoritmo mais complexo, comparando com o seguimento com marcadores, resultando assim numa maior necessidade na capacidade de processamento. Esta técnica, como a anterior, tem o problema do ruído de *background* que pode influenciar muito o resultado final. A técnica de seguimento sem marcadores pode-se dividir em dois grupos:

- 2D: Visto que só tem em conta o plano da imagem é uma técnica de custo de processamento baixo. Isto porque, geralmente, recorre ao uso de uma única câmara para aquisição, reduzindo assim a quantidade de informação disponível. Contudo este aspeto pode ser limitador

quando se tem como objetivo analisar movimentos do corpo humano, pois estes realizam-se em espaços tridimensionais.

- 3D: Estes sistemas colmatam a principal desvantagem dos sistemas de seguimento 2D. Fazem aquisição em 3D do corpo humano, oferecendo assim mais uma dimensão para a análise de movimentos. Tornam-se então sistemas mais fiáveis quando comparados com os sistemas 2D.

Comparando o método de seguimento sem marcadores com o de seguimento com marcadores, pode-se dizer que o primeiro traz vantagens muito positivas para o utilizador dado que elimina a necessidade de recorrer a marcadores físicos. No contexto da reabilitação, isto é sem dúvida um ponto a favor visto que poderão ocorrer casos em que seja impossível para o paciente, devido às limitações locomotoras, colocar os marcadores. Simultaneamente esta opção exigiria um conhecimento, por parte do paciente, da anatomia do corpo humano, uma vez que para se obter uma leitura fiável dos dados adquiridos, os marcadores têm que ser colocados em pontos anatomicamente muito específicos.

2.4 Aquisição de imagens

Um dispositivo convencional de aquisição de imagens gera ficheiros do tipo *Red, Green, Blue* (RGB), para posterior exibição e processamento. Esta sigla representa o espaço de cores aditivo composto pelas cores primárias vermelho (*Red*), verde (*Green*) e azul (*Blue*). No ficheiro gerado cada pixel da imagem contém informação de intensidade destes três valores que, quando adicionados, geram uma cor do espectro de luz visível. Dispositivos RGB típicos são câmaras de vídeo, *scanners* e câmaras digitais. Este formato é o mais utilizado em sistemas de aquisição e processamento de imagem, visto que os equipamentos são bastante acessíveis. Um exemplo de aplicação são os sistemas de vídeo vigilância.

Outro tipo de dispositivos de aquisição de imagens são as câmaras *Red, Green, Blue, Depth* (RGB-D). São dispositivos capazes de, para além de captar imagens em formato RGB, obter a informação de profundidade dos pixeis. Isto consegue-se recorrendo a dois métodos: estereoscopia ativa (*active stereo*) ou tempo de voo (*time-of-flight*) [13]. O primeiro recorre à sobreposição de duas imagens, gerados ao mesmo tempo, e do mesmo ambiente, com um deslocamento relativo entre si, que posteriormente são combinadas. O segundo calcula o tempo que ondas eletromagnéticas geradas por um emissor demoram a percorrer uma determinada distância. Ambos permitem obter uma leitura espacial do ambiente onde se encontram localizados ou seja, valores de distâncias. Estes valores são depois relacionados com a imagem em formato RGB, podendo-se assim realizar um mapeamento entre um determinado pixel e a distância a que se encontra do sensor.

A técnica de tempo de voo oferece informação razoavelmente precisa e os sistemas têm uma velocidade de aquisição elevada. Algumas desvantagens são o limite de deteção, tipicamente até cerca de 5m, o ruído contido nas leituras e o seu campo de visão (*field of view*), que é limitado (60°) quando comparado com câmaras especializadas e sistemas de varrimento por laser.

2.5 Plataformas

De seguida são analisadas algumas das plataformas existentes neste momento no mercado que podem satisfazer os requisitos do objetivo proposto para esta dissertação. Tanto o *Gait analysis and Rehabilitation* como o *Motus 10* são desenvolvidos por empresas relacionadas diretamente com a área da reabilitação motora e captação de movimentos, e com fundos de *research and development* (R&D) elevados. Como resultado, os sistemas que desenvolvem são complexos, de alta qualidade e fiabilidade.

Os outros sistemas aqui analisados (*Kinect for Windows*, *Xtion PRO LIVE*, *DepthSense 311*) são, basicamente, sistemas RGB-D com algoritmos internos que realizam a deteção de articulações do corpo humano. São pouco complexos, de fácil acesso e com preços reduzidos.

2.5.1 *Qualisys Gait analysis and Rehabilitation*

Este sistema avalia a qualidade da marcha. É um produto direcionado ao utilizador final, e pode ser usado tanto em ambientes clínicos como em investigação. É possível adaptá-lo às necessidades do utilizador, desde a captura de dados até à análise. Oferece também a possibilidade de guardar todos os resultados, e apresentar os mesmos de diversas maneiras assim como comparar entre diferentes pacientes ou grupos [14]. O sistema pode ser visto na Fig. 2.2.



Figura 2.2: *Qualisys Gait analysis and Rehabilitation*

Fonte: <http://www.qualisys.com>

2.5.2 *Motus 10*

O *Motus 10* é um sistema de análise de vídeo desenvolvido pela *Vicon* que possibilita a análise de padrões de movimento (Fig 2.3). Permite ter até 12 câmaras conectadas ao mesmo [15].

Algumas das características deste sistema são:

- Acompanhamento de padrões: o utilizador pode definir um determinado padrão numa imagem como, por exemplo, o joelho esquerdo. Após isto, o sistema é capaz de seguir essa

zona na imagem, sem necessidade de recorrer a marcadores ou qualquer tipo de intervenção manual

- Aquisição analógica: é possível combinar a informação de movimento do sistema, com dados analógicos adquiridos por sensores externos (p. ex. acelerómetros)
- Aquisição automática: este sistema oferece dois modos de aquisição: automática ou manual. Em modo manual o utilizador pode definir pontos de interesse a analisar. Em modo automático, o sistema realiza o seguimento de marcadores automaticamente.
- KINECALC: realiza cálculos complexos a partir de algoritmos definidos pelo utilizador. Isto elimina a necessidade de recorrer a aplicações externas ao sistema.

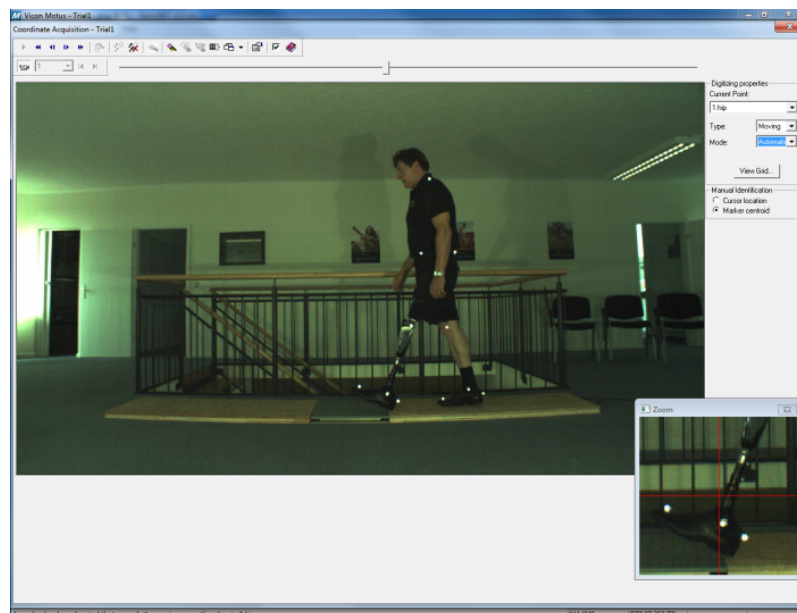


Figura 2.3: Vicon Motus 10
Fonte: <http://www.vicon.com>

2.5.3 Kinect for Windows

Este sensor desenvolvido pela *Microsoft*, em parceria com a *Primesense*, revolucionou a capacidade de interação entre um utilizador e determinados dispositivos, como por exemplo o *personal computer* (PC). Inclui um sistema interno de deteção de gestos, que possibilita um controlo 100% *hands-free* de dispositivos. É composto por um emissor e um receptor infravermelho, uma câmara RGB, um array de 4 microfones e um motor para controlo do ângulo (Fig 2.4).

Recorrendo a uma configuração do tipo RGB-D, este produto é capaz de realizar seguimento visual de corpos humanos, em ambientes variados, e com qualidade razoavelmente boa, tendo em conta o preço do mesmo. Com o lançamento de um SDK desenvolvido pela *Microsoft* em



Figura 2.4: *Kinect for Windows*
Fonte :<http://www.microsoft.com>

2012, foi possível, a utilizadores com conhecimentos básicos, desenvolver aplicações com as mais variadas finalidades. Este sistema é capaz de detetar até 20 articulações em simultâneo, assim como reproduzir as leituras da câmara RGB e do sensor de profundidade. A distância máxima detetada por este último sensor é de 4m.

2.5.4 *Xtion PRO LIVE*

Desenvolvido pela ASUS, também em parceria com a *Primesense*, o *Xtion PRO LIVE* tem uma configuração similar à *Kinect for Windows*. É composto por um sensor de infravermelhos, uma câmara RGB e um *array* de 2 microfones (Fig 2.5). Também é capaz de detetar e seguir corpos humanos, assim como gestos.

É possível utilizar este dispositivo em diferentes sistemas operativos, visto que o SDK que foi disponibilizado é compatível com plataformas Intel X86 e AMD. Permite também o desenvolvimento de aplicações em C++, C# e Java [16].



Figura 2.5: *Xtion PRO*
Fonte: <http://www.asus.com>

2.5.5 *DepthSense 311*

O *DepthSense 311* é outro produto que entra na categoria RGB-D, desenvolvido pela *Soft-Kinetic* (Fig 2.6). Tanto a câmara RGB como o sensor de profundidade possibilitam a criação de aplicações que realizam seguimento de movimentos tanto a curta distância (15cm - 1.5m), como

a longa distância (1.5m - 4m). Conta também com um array de microfones para interação com voz [17].



Figura 2.6: *DepthSense 311*
Fonte: <https://www.softkinetic.com>

2.6 Software Development Kits

Um SDK é um *software* com um conjunto de ferramentas que possibilitam a criação de aplicações para um determinado produto de *software* ou *hardware*.

De seguida apresenta-se alguns dos SDK's disponíveis que permitem a interação com sistemas do tipo RGB-D analisados anteriormente. Criam uma camada de abstração entre o *developer* e o *hardware*, facilitando assim a sua interação.

2.6.1 Kinect for Windows SDK

Este SDK foi desenvolvido pela *Microsoft* aquando o lançamento da segunda versão da *Kinect*. Trouxe várias melhorias em relação a SDK's anteriores, desenvolvidas por comunidades de *software open source*. Suporta o desenvolvimento de aplicações em C++, C# ou Visual Basic, usando o *Microsoft Visual Studio* 2010 ou 2012. Permite o acesso direto a informação dos diversos sensores existentes na plataforma. O facto de estar a ser desenvolvido pela *Microsoft* assegura a qualidade da API, assim como uma boa documentação com informação relativa a todas as bibliotecas existentes.

Este SDK deteta até 20 articulações, como se pode ver na Fig 2.7, pode seguir até 6 utilizadores em simultâneo e não necessita de uma calibração inicial por parte do utilizador. Recorre a um sistema especializado que compara imagens de corpos humanos com os dados que são recebidos do sensor de profundidade permitindo assim determinar rapidamente formas humanas e, como resultado, detetar a posição das articulações. Contudo é propenso a falsos positivos.

Um ponto a favor deste SDK é o facto de realizar uma deteção preditiva de articulações, mantendo assim um nível de precisão relativamente elevado, quando comparado com outros SDK's. Isto é uma vantagem em situações nas quais se perde a informação relativa ao utilizador. Com este SDK pode-se também: utilizar a resolução máxima da câmara RGB, 1024x768; realizar gravações áudio; recorrer a comandos por voz para controlo do sistema.

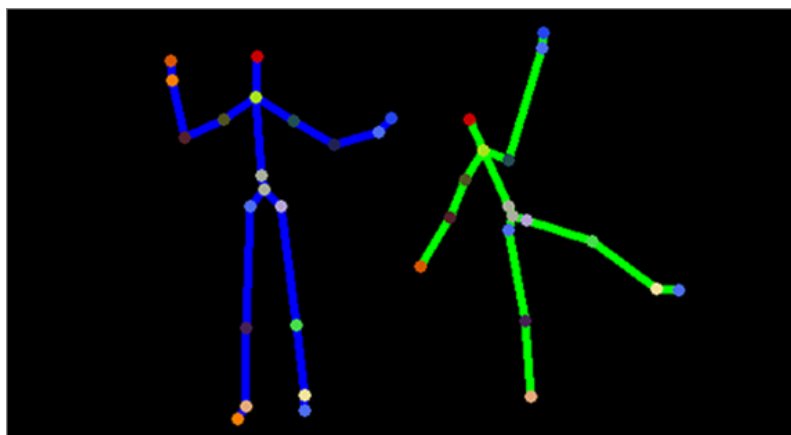


Figura 2.7: Detecção de articulações recorrendo ao *Kinect for Windows* SDK
Fonte: labs.vectorform.com

Contudo, há duas desvantagens: visto que é desenvolvido pela *Microsoft*, o SDK foi criado tendo como base de utilização a plataforma *Kinect*. E o *software* só é compatível com sistemas operativos *Windows*. Isto pode ser um entrave ao desenvolvimento do projeto caso se pretenda assegurar a compatibilidade com diferentes plataformas.

2.6.2 *OpenNI*

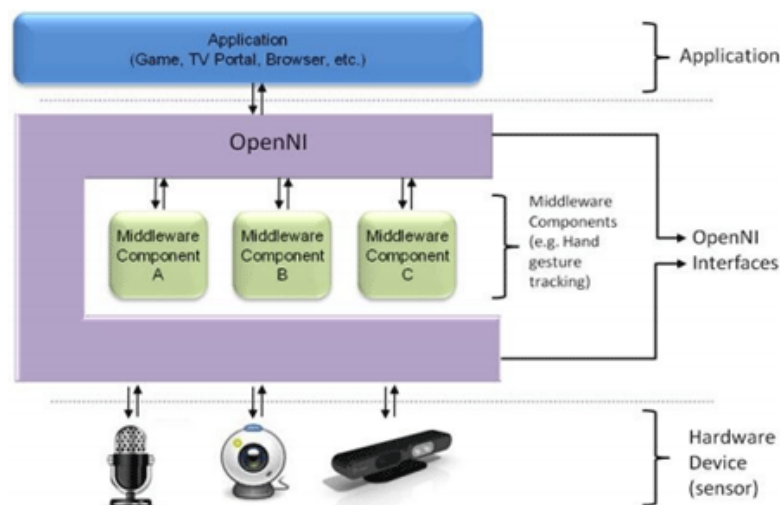
SDK de desenvolvimento de aplicações para dispositivos de interação natural (*Natural Interaction*), criado por uma comunidade *online*, e em parte pela *Primesense*. Foi desenvolvido de modo a ser compatível com vários sistemas do tipo RGB-D. Permite o desenvolvimento em várias linguagens de programação tais como: C, C++ e C#.

Com este SDK é também possível detetar até 20 articulações, com 2 utilizadores em simultâneo. Contudo, é necessário realizar uma calibração pré-utilização, o que condiciona muito a sua utilização para sistemas que tenham como foco a reabilitação motora.

Embora não realize um seguimento preditivo de articulações, o *OpenNI* gera menos falsos positivos que o *Kinect for Windows* SDK. Isto é uma vantagem. Também requer menos capacidade computacional, visto que os algoritmos a que recorre são mais rápidos e leves.

Só é possível obter imagens com uma resolução máxima de 800x600. Embora também seja possível aceder ao *array* de microfones existentes nas plataformas, a API do *OpenNI* não inclui funções de gravação para os mesmos.

O principal ponto a favor deste sistema é o facto de ser um *software open source*, que pode ser usado em diversas plataformas (Fig 2.8), não se limitando assim o desenvolvimento ao sistema operativo *Windows*.

Figura 2.8: API do *OpenNI*

Fonte: yannickloriot.com

2.6.3 *OpenKinect*

O *OpenKinect* é um projeto *open source* desenvolvido em volta do *driver* libfreenet, que oferece uma API de controlo do motor, dos *light-emitting diode's* (LED), das câmaras e do áudio da plataforma. Também contém uma biblioteca que analisa as saídas do sistema, de modo a oferecer uma camada de abstração para, por exemplo, o seguimento das mãos ou do esqueleto. Permite o desenvolvimento em Java, C++, C#, *Actionscript*, *Python*, entre outras.

2.7 Resumo

Neste capítulo foram apresentadas várias tecnologias de aquisição existentes que poderão permitir a realização desta dissertação.

Foi também efetuada uma revisão bibliográfica de diferentes investigações realizadas, investigações estas que tinham um foco semelhante aquele que se pretende para este projeto.

Inicialmente foram abordados temas relacionados com a aquisição de dados, dentro dos quais se tentou mostrar vantagens e desvantagens de diferentes plataformas e sistemas, para assim se poder tomar uma decisão sobre o caminho a seguir. Claramente as plataformas RGB-D (*Kinect for Windows*, *Xtion PRO LIVE*, *Depthsense 311*) enquadram-se melhor com o objetivo proposto, visto que o produto final que se pretende obter terá sempre como foco principal o utilizador. A plataforma terá que ser de fácil acesso, de baixo custo e de simples utilização.

Capítulo 3

Metodologia

Este capítulo apresenta, fundamenta e descreve a metodologia adotada durante a realização da investigação que integra esta dissertação. A seleção da plataforma e do software utilizados neste trabalho, com vista à resolução do problema, serão explicitados pormenorizadamente.

3.1 Introdução

O sistema desenvolvido neste projeto compreende dois aspetos fundamentais: aquisição e processamento de dados (posição, velocidade de movimento e ângulo de articulações) e avaliação quantitativa e qualitativa dos exercícios realizados.

Para a aquisição e processamento de dados, usou-se um sistema RGB-D, que realiza seguimento sem marcadores. Recorreu-se à plataforma *Kinect for Windows*, como sensor de aquisição de dados. O SDK utilizado foi o *Kinect for Windows* SDK. A opção pelo *Kinect for Windows* SDK, resultou da circunstância de este detetar mais articulações do que o SDK *OpenNI* e de não precisar de ser calibrado pelo utilizador, sempre que este necessite de interagir com ele. Outra das razões é o facto de que, encontrando-se a *Microsoft* por detrás do desenvolvimento deste, lhe dá garantias de qualidade da API, assim como da documentação existente para o desenvolvimento. A relevância deste último aspeto, mostra-se na significativa redução do tempo de implementação de funções chave.

Antes de se passar à avaliação dos exercícios seleccionados são apresentadas, de seguida, as razões da seleção do segmento do corpo, avaliado neste projeto. Após reunião com um médico fisiatra e um fisioterapeuta, optou-se pela análise dos membros inferiores do corpo humano, mais especificamente a articulação do joelho, por ser a alternativa mais exequível para o objetivo que se pretendia e também por apresentar um maior interesse prático, na medida em que as suas patologias são mais frequentes.

Como resultado, pretendeu-se então obter um sistema de reabilitação motora orientado ao paciente, que pudesse oferecer-lhe *feedback* em tempo real sobre a qualidade dos mesmos, guardar a informação de cada sessão realizada e possibilitar a consulta posterior pelo fisioterapeuta.

Pretendeu-se, ao mesmo tempo, diminuir o acompanhamento permanente do fisioterapeuta, permitindo o trabalho autónomo de reabilitação ao próprio paciente. A interação entre o paciente e o sistema deverá ser simples e clara, para que o foco na reabilitação seja mantido.

O *feedback* que o paciente recebe dos seus movimentos, através do sistema, deve ocorrer sempre que um movimento ou uma série de movimentos seja finalizado. Porém, para que o paciente continue a realizar os exercícios prescritos corretamente e para que prossiga motivado na sua recuperação, a informação que o sistema lhe proporcionará, deverá ser construtiva.

Haverá também necessidade de registar o máximo de informação possível, de forma organizada, para posterior apresentação ao fisioterapeuta. Deverá ser registada informação específica e detalhada como: o número de movimentos realizados durante cada sessão; a qualidade desses movimentos; os ângulos de extensão/flexão e a velocidade dos movimentos. Será também apresentada uma gravação de cada sessão ao fisioterapeuta, que lhe irá oferecer um nível elevado de compreensão de cada sessão.

3.2 Requisitos do sistema

Foram definidos uma série de aspetos que deveriam estar presentes no sistema final. Estes resultaram de uma análise detalhada do problema, assim como da troca de ideia com o fisioterapeuta.

Avaliar a qualidade dos exercícios: este aspeto traz vantagens tanto para o paciente como para o fisioterapeuta. Por um lado, ajuda o paciente a manter a motivação e a qualidade da reabilitação. Por outro lado, proporciona ao fisioterapeuta informação sobre o estado do paciente, e a sobre a sua evolução.

Capacidade de oferecer *feedback*: durante o processo de reabilitação, e com o objetivo de manter o paciente motivado, é importante que este receba informação sobre a qualidade dos exercícios que realiza.

Registo de informação: a informação resultante de cada sessão tem que ser devidamente registada. Além disso é necessário também guardar registos de todos os utilizadores, datas de sessões, entre outros.

Gravação/reprodução das sessões: para além de registar todos dados gerados após uma sessão, é também de interesse poder gravar as sessões num formato de vídeo para posterior visualização pelo fisioterapeuta.

User friendly: visto que é um sistema orientado ao paciente, deve ser de fácil utilização. A interação tem que ser simples e intuitiva. A *interface* gráfica deve ser minimalista, apresentando ao utilizador a informação mais importante, de modo a que este mantenha o foco na reabilitação.

Portátil: o uso deste sistema fora do ambiente clínico é um fator importante. Assim, é necessário que a sua utilização em diferentes computadores não seja um entrave. O intervalo de tempo que decorre entre conetar a plataforma até se iniciar a reabilitação deve ser mínimo, assim como totalmente automatizado.

Utilização em espaços pequenos: tendo em conta que o sistema é portátil, será usado em ambientes não controlados, e possivelmente com espaços reduzidos.

3.3 Caraterização dos movimentos

Uma compreensão geral da biomecânica do joelho, assim como a forma como se realiza a sua reabilitação foram suficientes para conseguir desenvolver a aplicação final. No entanto, foi necessário ter em consideração as limitações do sensor e a complexidade da articulação do joelho. Ambas as circunstâncias condicionam a informação que se pretende obter. Há diversos aspetos relacionados com a articulação do joelho que só podem ser verificados pelo fisioterapeuta, através de técnicas específicas ou com recurso a aparelhos especializados.

3.3.1 Biomecânica do joelho

O joelho, articulação intermédia do membro inferior é uma das mais complexas articulações em termos biomecânicos do corpo humano [18] [19] [20]. A estrutura do joelho possibilita a sustentação de grandes cargas, assim como a mobilidade necessária para as atividades de locomoção [21].

A articulação do joelho executa três movimentos: flexão, extensão e rotação interna e externa. A flexão e a extensão resultam do movimento entre o fémur e a tíbia. A rotação interna e externa envolvem o deslocamento do menisco na tíbia, e também o movimento entre a tíbia e o fémur. Devido à incongruência dos côndilos femorais e planalto tibial, há pouca estabilidade entre as superfícies ósseas, o que leva esta articulação a ser particularmente susceptível a lesões [18].

A junção desses ossos depende de estruturas de suporte, como ligamentos, a cápsula da articulação e os meniscos, que garantem a estabilidade da mesma. Os meniscos, ao diminuírem o atrito durante o movimento, melhoram a congruência articular e auxiliam na prevenção da hiperextensão do joelho [19].

Do ponto de vista mecânico, a articulação do joelho possui uma grande estabilidade em extensão máxima, posição articular em que é submetido a grandes cargas devido ao peso do corpo e ao comprimento dos braços de alavanca. A partir de determinado ângulo de flexão, o complexo articular do joelho adquire grande mobilidade, necessária à orientação do pé em relação ao solo. Para obter esta mobilidade, as superfícies articulares da tíbia e do fémur não são congruentes o que sujeita a articulação a mecanismos de entorse e luxações [18] [19].

Quando está em flexão, posição de instabilidade, o joelho está sujeito ao máximo a lesões ligamentares e meniscais. Em extensão é mais vulnerável a fraturas articulares e a rupturas ligamentares [18].

As lesões ligamentares ocorrem mais frequentemente em indivíduos entre 20 e 40 anos de idade, como resultado de atividades desportivas, mas podem ocorrer em indivíduos de todas as idades. As lesões do ligamento cruzado anterior (LCA) são as mais frequentes lesões do sistema músculo-esquelético no complexo articular do joelho, sendo que a maioria ocorrem em pacientes jovens na faixa etária dos 15 aos 25 anos de idade, do sexo masculino, que praticam algum tipo de atividade desportiva (acontece, que muitas vezes, mais do que um ligamento é danificado como resultado de uma única lesão) [22] [23] [24].

O objetivo central, na reabilitação funcional do joelho é a recuperação do movimento de extensão e flexão total passiva desta articulação, assim como, da força no membro inferior. Torna-se assim necessária a avaliação do ângulo da articulação do joelho, quando se realizam os movimentos de flexão ou extensão. Outro aspeto importante a analisar, e que fornece informação sobre qualidade da execução do exercício, é a velocidade média do movimento (desde o ponto inicial até ao final) e a velocidade instantânea em diferentes momentos do movimento.

A avaliação da qualidade do movimento é feita tendo em conta parâmetros pré-definidos e parâmetros resultantes da avaliação da patologia do paciente. A correta agregação destes dois grupos para posterior avaliação do movimento é de extrema importância para o objetivo que se pretende atingir. Como relacionar os dois, o peso que cada parâmetro deve ter e como aplicar este resultado na avaliação final é algo que ainda necessita de um estudo mais cuidado. Contudo, partindo de uma análise inicial, pode-se dizer que este processo irá comparar, de um modo geral, os valores máximos e mínimos dos ângulos obtidos no momento do exercício, com os parâmetros que forem definidos por base.

No final foram implementados dois exercícios no sistema. O facto de o número de exercícios ser reduzido acabou por permitir um estudo mais aprofundado do sistema. Os exercícios escolhidos foram: extensão e flexão do joelho em posição sentado, extensão e flexão do joelho em pé. Ambos os exercícios são simples de analisar mas não deixam de ser importantes no processo de reabilitação.

Para os caracterizar teve-se em consideração a mesma ideia base: variação de duas componentes das coordenadas espaciais da articulação do pé e variação do ângulo da articulação do joelho. Foram definidas 4 fases para o movimento: início de extensão/flexão, extensão/flexão máxima, início de flexão/extensão, final de extensão/flexão. Dependendo da variação dos parâmetros referidos anteriormente, é possível saber em que fase de movimento se encontra o paciente. Esta caracterização encontra-se explicada nas seções seguintes (3.3.1.1 e 3.3.1.2).

3.3.1.1 Extensão e flexão do joelho em posição sentado

O paciente encontra-se na posição sentado, de frente para o sensor e com o joelho a 90° de flexão. O objetivo do exercício é a realização do movimento de extensão máxima conseguida, sem executar compensações (tentativa de efetuar o movimento de flexão do joelho através do movimento de outras articulações, com ativação de grupos musculares não responsáveis pelo movimento pretendido). Um individuo sem patologia consegue realizar uma extensão de 180° [18].

É expectável que o paciente, no início da sua recuperação funcional do joelho, não consiga atingir estes valores.

Caraterização do exercício:

Fase 1 - início da extensão: ângulo inicial de 90° . Variação de duas componentes das coordenadas espaciais da articulação do pé, assim como aumento do valor do ângulo.

Fase 2 - extensão máxima: estabilização da variação dos três parâmetros .

Fase 3 - extensão máxima: inversão da variação das duas componentes das coordenadas espaciais da articulação do pé, assim como a diminuição do valor do ângulo.

Fase 4 - final da flexão: estabilização da variação dos três parâmetros, ângulo final de 90° .



Figura 3.1: Extensão e flexão do joelho em posição sentado

Fonte: <http://jay-jee.blogspot.pt/>

3.3.1.2 Extensão e flexão do joelho em pé

O paciente encontra-se de pé, rodado 90° em relação ao sensor, com a perna afetada visível para o sensor. Considera-se, para a posição inicial, que o ângulo é de 0° . O objetivo do exercício é a realização do movimento de flexão máxima do joelho, sem se verificarem compensações do movimento. Um indivíduo sem patologia consegue atingir uma flexão ativa de cerca de 120° na posição bípede [18].

Caraterização do exercício:

Fase 1: início da flexão: ângulo inicial de 0° . Variação de duas componentes das coordenadas espaciais da articulação do pé, assim como aumento do valor do ângulo

Fase 2: flexão máxima: estabilização da variação dos três parâmetros

Fase 3: início da extensão: inversão da variação das duas componentes das coordenadas espaciais da articulação do pé, assim como a diminuição do valor do ângulo

Fase 4: final da extensão: estabilização da variação dos três parâmetros, ângulo final de 0°

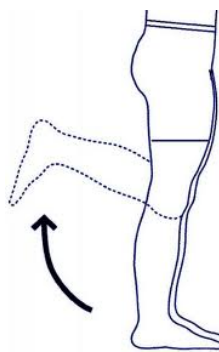


Figura 3.2: Extensão e flexão do joelho em posição de pé

Fonte: <http://learning.summitrehab.ca>

3.3.2 Cálculo do ângulo e da velocidade

Partindo do princípio que as posições das articulações retornadas pelo sensor estão corretas, o ângulo para cada exercício obtém-se através de um cálculo simples. Tendo 3 articulações consecutivas (p. ex. anca, joelho e pé respetivamente), define-se o vetor entre a articulação 1 e 2, e entre a articulação 2 e 3. Posteriormente calcula-se o produto escalar entre estes dois vetores e o produto entre as suas normas. Dividindo estes dois valores, e calculando o arco co-seno obtém-se o ângulo realizado entre as 3 articulações. A equação a utilizar encontra-se de seguida ((3.1)). α representa o ângulo. a e b são os vetores entre a articulação 1 e 2, e 2 e 3, respetivamente.

$$\alpha = \arccos \left(\frac{\vec{a} \cdot \vec{b}}{\|\vec{a}\| \cdot \|\vec{b}\|} \right) \quad (3.1)$$

Tendo o valor do ângulo, o cálculo da velocidade angular é direto. A escolha da velocidade angular em vez da velocidade linear deve-se ao facto do resultado obtido ser mais intuitivo, e desta forma só haver um valor a apresentar. Se se calculasse a velocidade linear, seria necessário no mínimo calcular duas componentes desta, dependendo do exercício a realizar. Para calcular a velocidade basta então subtrair o ângulo atual ao anterior e dividir pela diferença de tempo entre cada um. Visto que a *Kinect* retorna 30 *frames* por segundo, o tempo entre cada valor calculado é de 0.033s. A fórmula encontra-se representada na equação (3.2), em que v representa a velocidade angular, α_i o ângulo inicial e α_f o ângulo final.

$$v = \frac{\alpha_f - \alpha_i}{0.33} \quad (3.2)$$

No final foram implementados dois exercícios no sistema. O facto de o número de exercícios ser reduzido acabou por permitir um estudo mais aprofundado do sistema.

Os exercícios escolhidos foram: extensão e flexão do joelho em posição sentado, extensão e flexão do joelho em pé. Ambos os exercícios são simples de analisar mas não deixam de ser importantes no processo de reabilitação.

Para os caracterizar foi tida em conta a mesma ideia base: variação de duas componentes das

coordenadas espaciais da articulação do pé e variação do ângulo da articulação do joelho. Foram definidas 4 fases para o movimento: início de extensão/flexão, extensão/flexão máxima, início de flexão/extensão, final de extensão/flexão. Dependendo da variação dos parâmetros referidos anteriormente, é possível saber em que fase de movimento se encontra o paciente.

3.4 Avaliação dos exercícios

É fundamental proporcionar ao paciente o *feedback* sobre o exercício que se encontra a realizar, na medida em que o pode estimular, fazendo com que este seja eficaz e decorra num espaço de tempo mais curto. Para além disso, a informação da qualidade do exercício realizado é também um parâmetro de interesse para o terapeuta.

Para se poder efetuar uma correta avaliação do exercício, há que ter em atenção dois aspetos distintos, mas ambos de primordial importância. O primeiro é a postura do paciente durante a realização do exercício. Devido à biomecânica do corpo humano e às diversas interações que se estabelecem entre diferentes membros e zonas, muitos dos exercícios de reabilitação exigem que o paciente mantenha uma determinada postura. Uma postura incorreta, ou seja, inclinação da coluna em relação a plano sagital e frontal do corpo humano, pode resultar numa reabilitação imperfeita. O segundo, e como já foi referido anteriormente, é que o exercício seja corretamente realizado pelo paciente.

A avaliação da postura é baseada na posição de 4 pontos articulares devolvidos pela *Kinect*: cabeça, centro dos ombros, coluna e anca. Usando a posição da anca como valor base de comparação, visto que é a articulação que menos varia a sua posição durante os exercícios, é possível verificar a variação de posição do resto das articulações.

Com o objetivo de se criar um algoritmo fiável de avaliação, foi necessário saber qual a variação máxima das articulações da coluna, para posteriormente se definir o pior caso para a postura. Assim, calculou-se a variação máxima da articulação da cabeça, visto ser a articulação que mais pode variar em relação à posição da anca. De modo a analisar os valores necessários realizaram-se duas recolhas, suportadas por dois movimentos diferentes: a primeira, com o indivíduo sentado movendo a coluna da esquerda para a direita e da direita para a esquerda e a segunda, com o indivíduo sentado, movendo a coluna de frente para trás e de trás para a frente. Isto porque, em termos de coordenadas espaciais, só é preciso saber a variação no eixo X e no eixo Z. Os resultados obtidos são apresentados na Fig. 3.3 e na Tabela 3.1.

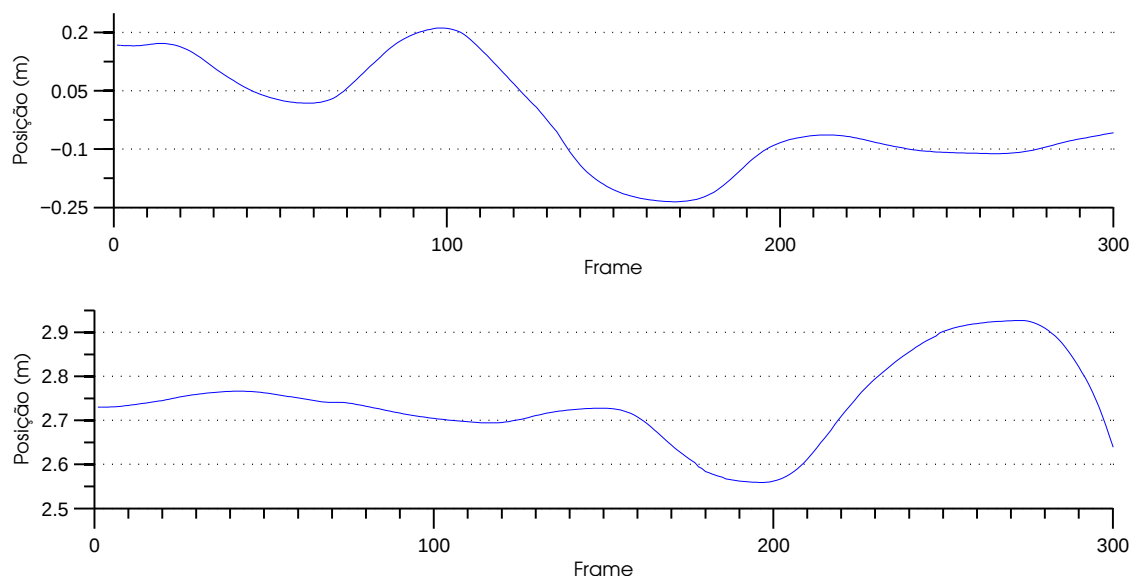


Figura 3.3: Variação de posição da articulação da cabeça, na posição de sentado, durante a movimentação do tronco da esquerda para a direita no eixo X (primeiro gráfico) e da movimentação do tronco da frente para trás no eixo Z (segundo gráfico)

	Máximo	Mínimo	Diferença máxima	Desvio padrão
X	0,3105	-0,2046	0,5151	0,1195
Z	2,5879	2,0088	0,5791	0,1316

Tabela 3.1: Variação de posição da articulação da cabeça, na posição de sentado, no eixo X e no eixo Z, durante a movimentação do tronco da esquerda para a direita e da movimentação do tronco da frente para trás

A avaliação dos exercícios está dependente dos ângulos máximos e mínimos atingidos durante a sua execução. Aquando da criação da ficha do paciente, o fisioterapeuta definirá qual a extensão/flexão máxima que o paciente pode realizar. Este parâmetro será usado como termo de comparação para a avaliação e irá variando com o evoluir da situação clínica do paciente. Para que o exercício seja considerado correto será definida uma diferença gama para a qual a avaliação do ângulo será considerada correta. No caso de o valor se encontrar nessa gama, o exercício terá avaliação máxima. Fora dessa gama, o exercício obterá uma avaliação dependente da diferença. Considerar-se-à, como na avaliação da postura, um erro máximo aceitável de modo a definir o pior caso.

A avaliação final apresentada ao paciente, englobou os dois métodos mencionados anteriormente e por esta razão, foi necessário normalizar os valores e colocá-los todos no mesmo intervalo de valores (entre 0 e 100). Seguidamente, decidiu-se atribuir um peso a cada avaliação: 80% para a avaliação do exercício executado pelo indivíduo e 20% para a avaliação da postura do indivíduo aquando da execução do exercício. A definição destas percentagens para cada uma das avaliações

justifica-se na medida em que, neste caso, o foco da reabilitação se encontra na realização correta do exercício pelo indivíduo.

Após a realização de cada exercício, será apresentada ao indivíduo o cálculo final da avaliação atribuída a esse exercício,. Estes resultados foram divididos em quatro categorias possíveis: Excelente (0% - 15%), Bom (15% - 40%), Médio (40% - 60%) e Mau (60% - 100%). A escala foi criada como um ponto de partida, sendo necessário um estudo mais aprofundado de resultados obtidos, em simultâneo com *feedback* por parte dos fisioterapeutas, de forma a otimizar as escalas de avaliação.

3.5 Perspectiva geral do sistema

Em termos de *hardware* recorreu-se à plataforma *Kinect for Windows* para realizar a aquisição de dados, e um computador compatível com a plataforma, para o processamento. O *software* criado teve em consideração todos os requisitos referidos anteriormente, e foi desenvolvido recorrendo ao *integrated development environment* (IDE) *Visual Studio 2012*, com recurso ao *Kinect for Windows SDK*, na linguagem de programação C#. A arquitetura do sistema encontra-se representada na Fig 3.4.

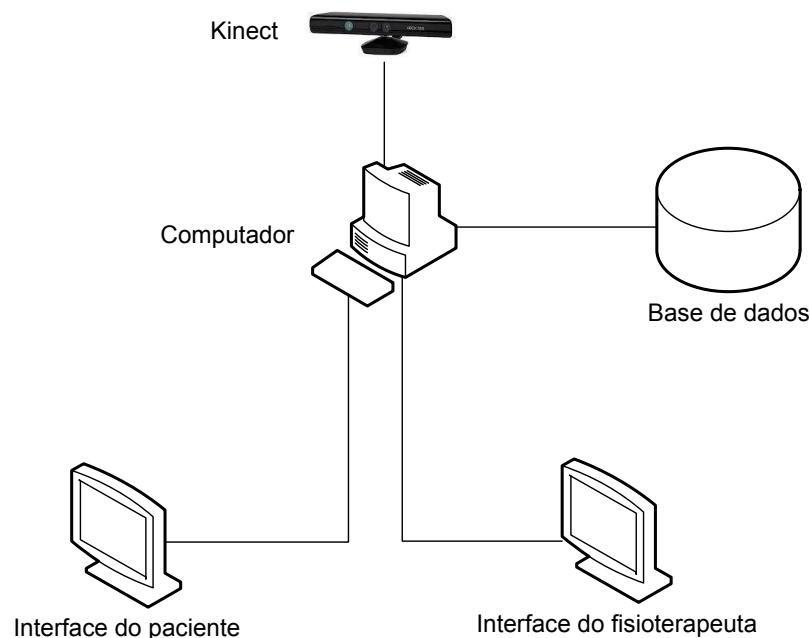


Figura 3.4: Arquitetura do sistema

3.5.1 *Kinect for Windows*

A plataforma *Kinect for Windows* é um sensor RGB-D. Tem uma câmara RGB capaz de obter vídeo a cores com uma resolução de 1280x960, assim como um emissor infravermelho e uma câmara que permitem a medição da profundidade. Para além disto, conta também com um *array* de microfones (4 no total) que permite captura de som, e localização e direção da fonte de som. Por último existe também um acelerómetro com 3 eixos, utilizado para obter a orientação da plataforma. Associando à plataforma o SDK disponibilizado, *Kinect for Windows SDK*, é possível obter ainda mais informação como, por exemplo, seguimento visual do esqueleto de até 6 utilizadores.

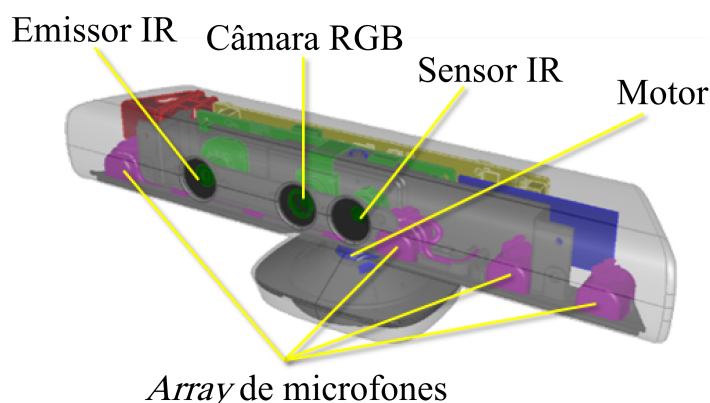


Figura 3.5: Plataforma *Kinect* e os respetivos sensores
Fonte: <http://msdn.microsoft.com>

3.5.1.1 Sensor de profundidade

O *Kinect for Windows* tem dois modos de funcionamento: modo de proximidade e modo por omissão. O modo por omissão permite obter valores de profundidade entre os 0.8m e os 4m, sendo que os melhores resultados se encontram entre os 1.2m e 3.5m. O alcance para o modo de proximidade é mais reduzido. Contudo, a qualidade dos dados é superior, quando o utilizador se encontra mais próximo do sensor.

Para o modo de proximidade, a distância mínima de deteção é 0.4m e a máxima 3m. O sensor funciona melhor para distâncias entre 0.8m e 2.5m. A Fig. 3.6 ilustra as gamas do sensor de profundidade.

Outra característica importante relativamente ao sensor é o seu ângulo de visão. Horizontalmente tem um alcance de 57,5°. Na vertical o alcance é de 43,5°, com possibilidade de variação entre +27° e -27° em relação à posição inicial (Fig. 3.7). Este ângulo pode ser controlado através de um motor interno existente na plataforma.

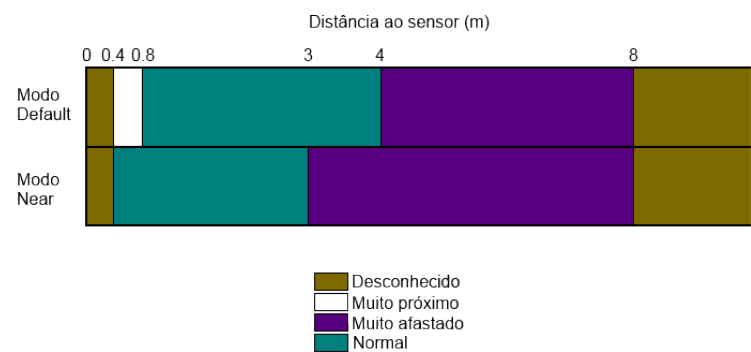


Figura 3.6: Gama do sensor de profundidade

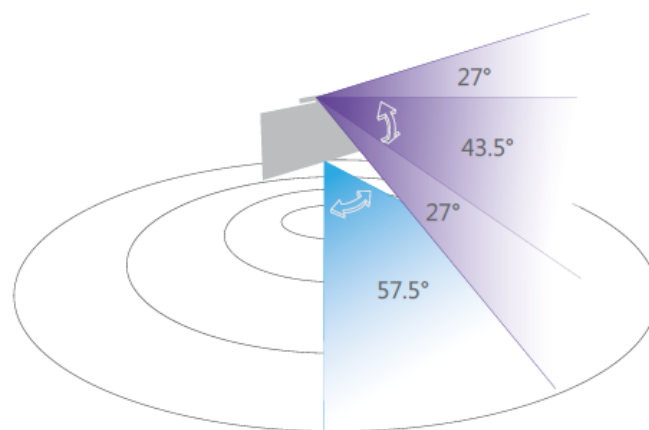
Fonte: <http://msdn.microsoft.com>

Figura 3.7: Ângulo de visão do sensor

Fonte: <http://msdn.microsoft.com>

3.5.1.2 Seguimento visual de esqueleto

O seguimento visual do esqueleto permite reconhecer e seguir os movimentos de até 6 utilizadores diferentes. Destes, até dois utilizadores podem ser seguidos em detalhe. Este modo encontra-se otimizado para reconhecer utilizadores em pé e sentados, e de frente para o sensor. Quando o utilizador não se encontra de frente surgem alguns problemas relativos à deteção da parte do utilizador que não se encontra visível, visto que o sistema estima a sua posição.

O seguimento do esqueleto tem dois modos distintos: sentado e por omissão. O modo por omissão deteta por completo o corpo e 20 articulações. O modo sentado foi criado para aplicações em que o utilizador se encontre sentado, ou quando a parte inferior do corpo não se encontre completamente visível para o sensor. Neste modo, apenas 10 articulações são detetadas (Fig. 3.8).

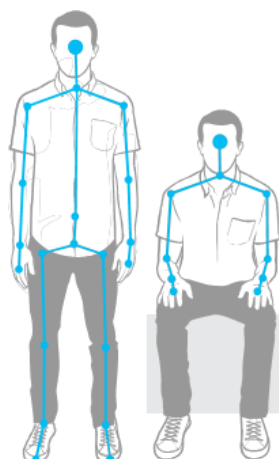


Figura 3.8: Articulações detetados em ambos os modos de seguimento do esqueleto

Fonte: <http://msdn.microsoft.com>

3.6 Processamento de dados

Os dados fornecidos pela plataforma apresentam as coordenadas (x,y,z) das articulações. De modo a avaliar a qualidade desses dados, foi criado um ambiente de desenvolvimento e implementado o algoritmo de caracterização de um dos exercícios de reabilitação escolhidos para este projeto. Assim, seria possível visualizar todos os dados de interesse em tempo real, como também exportá-los para uma folha de cálculo de modo a facilitar a sua análise.

Logo no início do desenvolvimento percebeu-se que os dados retornados pela *Kinect* continham um erro que não era desprezável. Isto causou problemas no cálculo de valores corretos de velocidade. Foi então necessário realizar uma filtragem dos valores de posição, e assim diminuir o erro. Este processo é realizado em dois passos: primeiro é usado um método existente no SDK e em seguida os valores são passados por um filtro de mediana e um filtro de média.

3.6.1 Avaliação estática

Numa primeira abordagem foram avaliados os dados retornados pela plataforma sem qualquer tipo de processamento adicional. Pretendia-se obter informação sobre a qualidade dos mesmos, assim como do erro associado.

Primeiro realizou-se uma análise estática das coordenadas da articulação do joelho. Os dados foram recolhidos numa situação em que o sujeito estava a uma distância de $2m$ do sensor, e com uma coleção de 1000 *frames*. Posteriormente estes dados foram analisados da seguinte forma: cálculo da média, do valor máximo e mínimo, diferença entre máximo e mínimo e o desvio padrão. Estes valores dão-nos uma ideia qualitativa dos dados retornados pela *Kinect*, ajudando assim a perceber qual o erro inerente e como este se poderia propagar para o cálculo do ângulo e da velocidade. Os resultados desta análise encontram-se apresentados na Fig. 3.9. As linhas a azul

representam a deteção realizada pela Kinect, enquanto que as linhas a vermelho representam a média de cada série de valores.

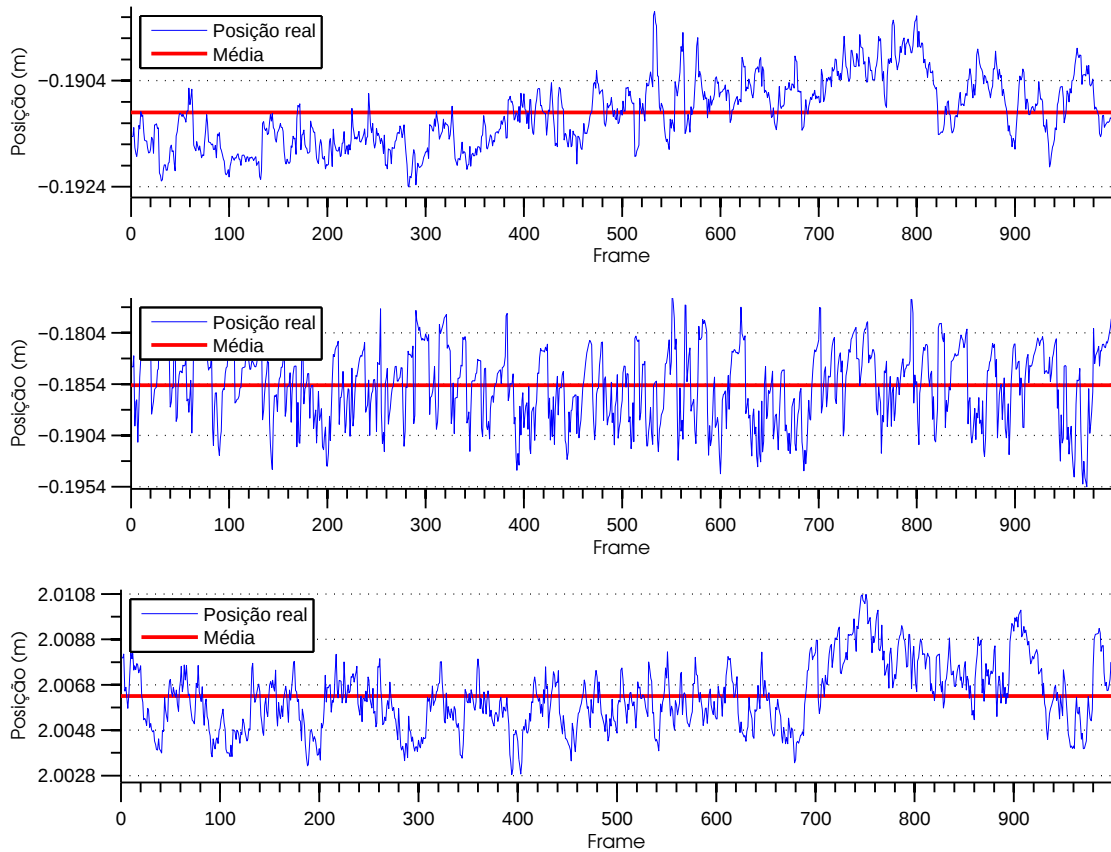


Figura 3.9: Posição no eixo X (primeiro gráfico), Y (segundo gráfico) e Z (terceiro gráfico), sem movimento, e a respetiva média

O objetivo deste teste era perceber a estabilidade da deteção das articulações. Pelos resultados mostrados na Tabela 3.2 é possível concluir que existe uma estabilidade elevada. O desvio padrão, no pior dos casos, não ultrapassa os $3,7mm$ o que é um resultado muito positivo tendo em conta que as leituras realizadas são da ordem de grandeza dos metros.

	Média	Máximo	Mínimo	Diferença máxima	Desvio padrão
X	-0,1910	-0,1891	-0,1924	0,0033	0,0007
Y	-0,1855	-0,1768	-0,1954	0,0186	0,0037
Z	2,0063	2,0108	2,0028	0,0080	0,0015

Tabela 3.2: Resultados de precisão das 3 componentes

3.6.2 Avaliação dinâmica

Foi também necessário realizar uma análise dos dados durante a realização de movimentos. Para isso realizou-se o movimento de extensão do joelho em posição sentado, com 5 repetições. A ideia era sobrepor estes dados num gráfico e tentar perceber a disparidade entre os valores adquiridos. Para esta análise o principal problema foi conseguir realizar 5 vezes o exercício e conseguir manter coerência entre repetições: mesmo ângulo inicial, máximo e final, assim como a mesma velocidade.

Seguidamente os dados foram comparados diretamente em forma gráfica. Como se pode ver na Fig. 3.10 é distinguível a variação de posição da articulação do pé, tanto no eixo Y como no eixo Z. Avalia-se aqui a posição da articulação do pé, visto que é através da variação deste que se pode adquirir a velocidade de realização do movimento de extensão/flexão da perna. Embora exista ruído não desprezável nestas leituras é clara a diferença entre as diferentes posições, havendo então a possibilidade de caracterizar os exercícios corretamente partindo destes valores. Além disso, e olhando para o último gráfico, pode-se concluir que após o cálculo do ângulo do joelho também se obtêm resultados plausíveis e sobre os quais é possível operar de modo a determinar as fases de interesse durante a realização do exercício.

3.7 Filtragem dos dados

Após a análise dinâmica dos dados sem qualquer tipo de tratamento, verificou-se que estes eram demasiado inconsistentes para o objetivo final pretendido (cálculo da velocidade), e que seria necessário filtrá-los de modo a obter leituras mais limpas e estáveis. A principal razão para esta filtragem é a seguinte: os valores de mais baixo nível que se podem obter são as coordenadas espaciais das articulações. Partindo destes valores, é necessário calcular ângulos e, posteriormente, velocidades. A propagação do erro após estes cálculos deve ser minimizada. Caso contrário, não é possível retirar conclusões significativas que possam ser relevantes para o fisioterapeuta.

3.7.1 Filtragem recorrendo ao SDK da *Kinect*

A informação de posição das articulações pode ser ajustada e filtrada de modo a estabilizar e a minimizar as oscilações destas mesmas posições. O SDK da *Kinect* providencia um mecanismo para filtragem dos valores de posição das articulações baseado no algoritmo de suavização exponencial *Holt Double* [25]. Este filtro pode ser controlado através de 5 parâmetros: suavização (*smoothing*), correção (*correction*), predição (*prediction*), raio de instabilidade (*jitter radius*) e raio máximo de desvio (*max deviation radius*).

Embora sejam dadas informações sobre o funcionamento deste filtro, e em que algoritmo se baseia, não existe nenhuma expressão analítica que ajude a derivar os melhores valores para os cinco parâmetros acima referidos. Dado isto, a escolha destes valores foi realizada de uma forma empírica.

A forma como estes parâmetros afetam a saída encontra-se explicada seguidamente [26]:

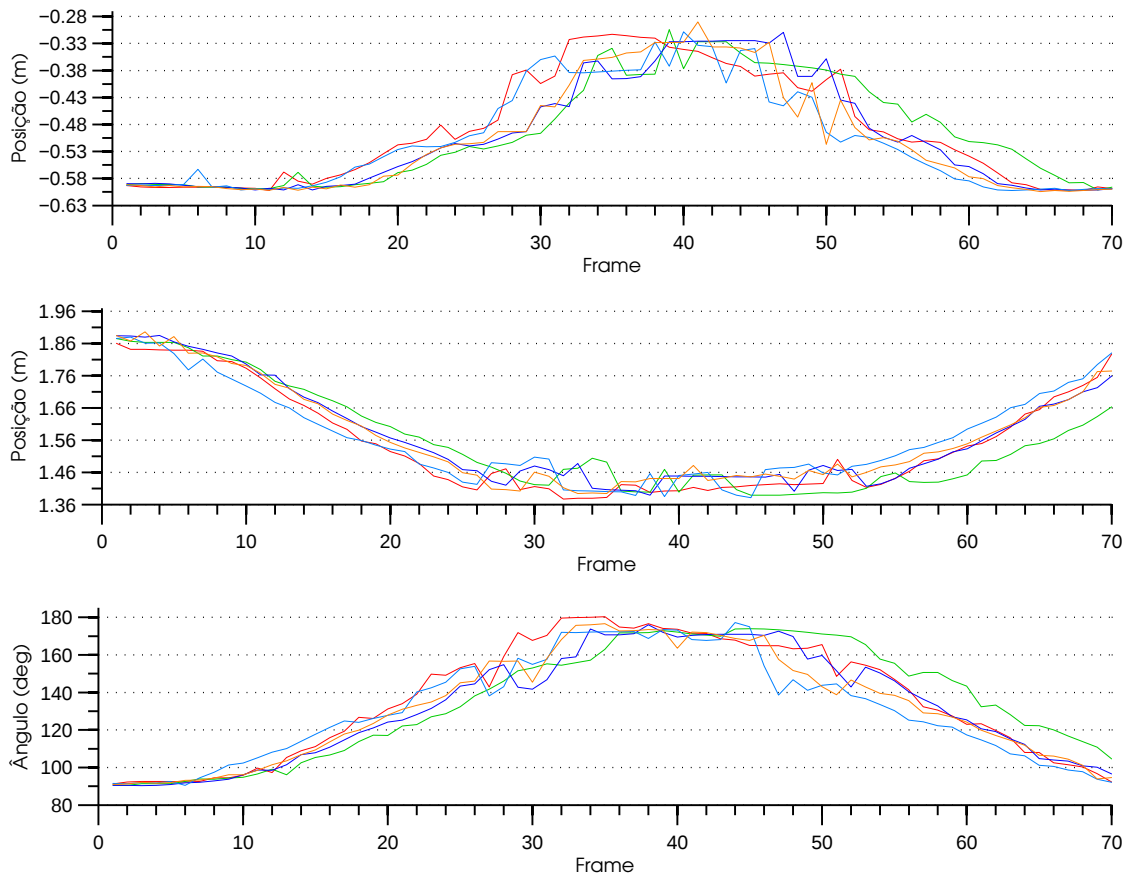


Figura 3.10: Comparação da variação de posição da articulação do pé no eixo Y (topo) e Z (centro) e do ângulo do joelho (baixo), durante a realização do exercício de extensão/flexão do joelho na posição sentado, com 5 repetições

- Suavização (α): parâmetro de suavização. O aumento deste parâmetro leva a que o sistema retorne valores de posição das articulações altamente suavizadas. Contudo, um aumento da suavização resulta em tempos de resposta superiores para os valores de posição das articulações.
- Correção (β): parâmetro de correção. Valores baixas fazem com que o filtro demore mais tempo a corrigir a saída em relação à entrada, e aparentam mais suavização. Valores mais altos realizam a correção mais rápido.
- Predição (ψ): representa o número de *frames* a prever no futuro. Valores para este parâmetro acima de 0.5 podem resultar em *overshoot* da saída, quando a variação da posição das articulações é elevada.
- Raio de instabilidade (ω): este parâmetro determina a agressividade do filtro no momento de remover *jitter* dos dados não processados. Qualquer *jitter* acima deste valor é fixado.

- Raio máximo de desvio (ϕ): este parâmetro define o raio máximo (em metros) que uma posição filtrada se pode desviar do valor dos dados não processados. Um valor filtrado que ultrapasse este raio é fixado.

De modo a decidir qual a melhor combinação de parâmetros, realizou-se uma série de testes iterativos em que se iam ajustando os parâmetros até se atingir um ponto considerado ideal, ou próximo do ideal. Este ponto ficou definido como sendo a capacidade para identificar pequenas variações de velocidade. Estas variações são importantes do ponto de vista do fisioterapeuta.

Em seguida apresentam-se os resultados para 3 do total de 23 filtros que foram testados que são, respetivamente, os casos extremos (todos os parâmetros a 0, Fig. 3.11, e todos os parâmetros a 1, Fig. 3.12) e o caso escolhido. Dada o extenso número de testes realizados, não serão apresentados aqui todos os resultados. Contudo no Anexo B encontram-se mais alguns filtros que foram testados nesta fase.

Os gráficos que se encontram de seguida representam a velocidade de um exercício com 5 repetições da extensão/flexão do joelho na posição sentado.

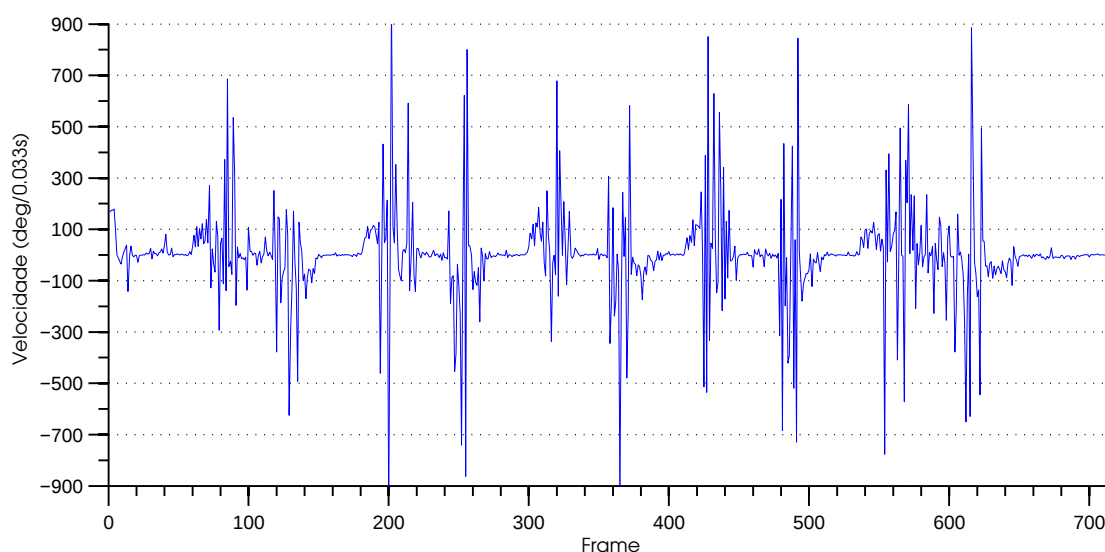


Figura 3.11: Valores de velocidade da extensão/flexão do joelho após filtro com parâmetros: $\alpha - 0$, $\beta - 0$, $\psi - 0$, $\omega - 0$, $\phi - 0$

Como seria de esperar, quando não há qualquer tipo de filtragem é impossível extrair informação relevante sobre a velocidade. Embora seja possível ter uma ideia da velocidade durante a realização, não é possível concluir sobre pequenas variações na mesma.

Neste caso, devido aos valores de correção e predição, o filtro cria um atraso na saída muito elevado. Isto resulta em *overshoots* e tempos de resposta altos. Para este filtro não há a possibilidade de extrair qualquer tipo de informação sobre a velocidade.

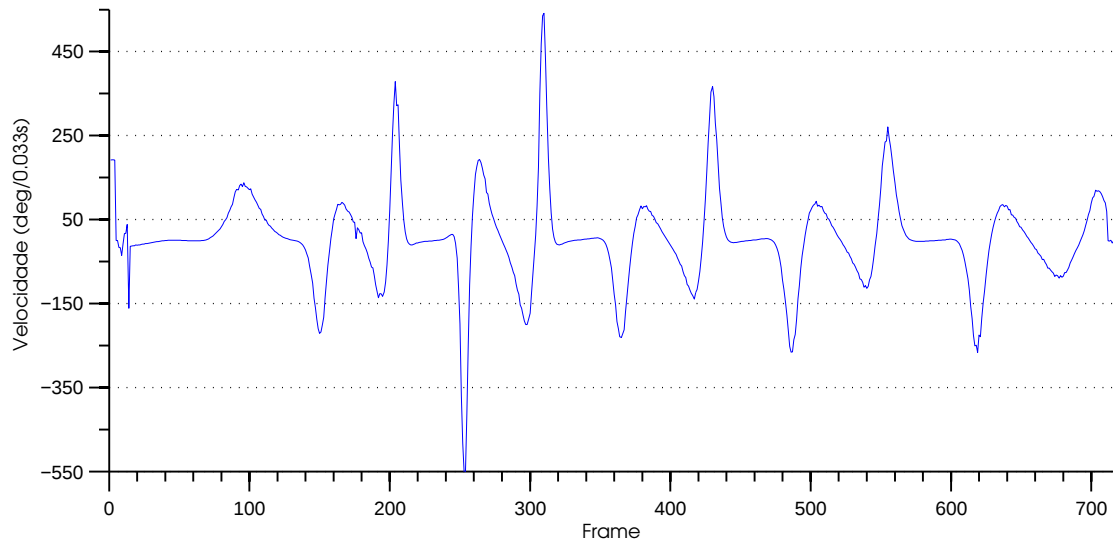


Figura 3.12: Valores de velocidade da extensão/flexão do joelho após filtro com parâmetros: $\alpha - 0$, $\beta - 1$, $\psi - 1$, $\omega - 1$, $\phi - 1$

Na Fig. 3.13 encontra-se o resultado do filtro que foi escolhido para a aplicação final. Como se pode ver, os valores encontram-se suavizados e é possível identificar pequenas variações na velocidade sem, contudo, perder informação. Em todas as repetições são visíveis os pontos máximos e mínimos, assim como os momentos em que ocorre a inversão do movimentos.

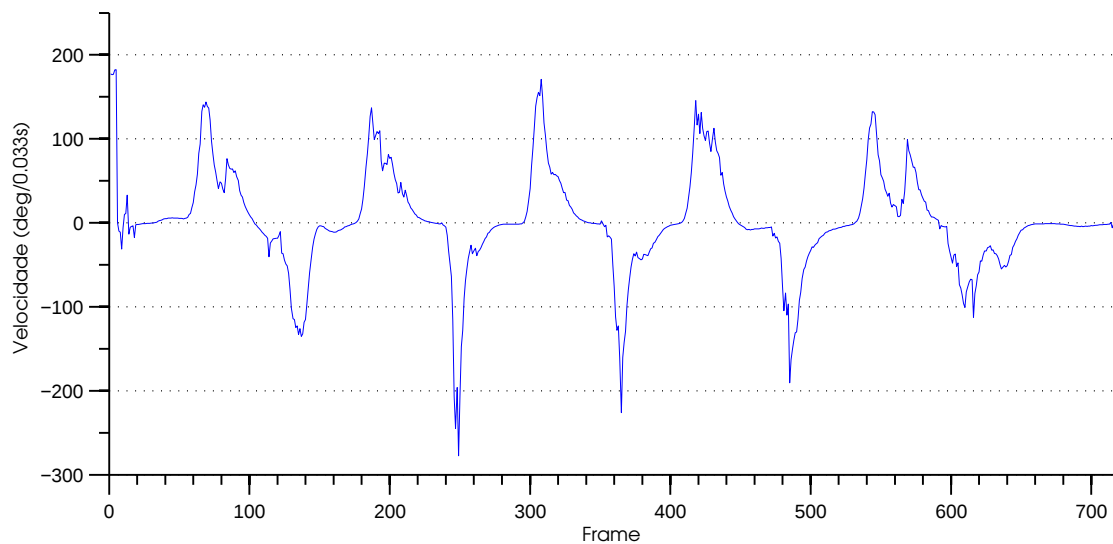


Figura 3.13: Valores de velocidade da extensão/flexão do joelho após filtro com parâmetros: $\alpha - 0.85$, $\beta - 0.85$, $\psi - 0.75$, $\omega - 0.75$, $\phi - 0.75$

3.7.2 Filtro de mediana e filtro de média

Foram implementados e testados dois filtros: um filtro de mediana e um filtro de média. Estes filtros foram usados em série, e o filtro de média complementa o filtro de mediana.

O filtro de mediana é frequentemente utilizado como uma abordagem robusta para a redução de ruído. A ideia subjacente a este filtro é substituir valores muito improváveis de um sinal, substituindo-os por valores mais razoáveis. A filtragem consiste em, numa dada sequência de valores, substituir cada valor pela mediana dos valores na sua vizinhança, incluindo o próprio valor. Um filtro de média é aplicado após o filtro de mediana, suavizando assim o sinal de saída.

Para testar os dois filtros foram realizados três testes, para o mesmo exercício. A diferença entre os testes foi a dimensão da janela. Os valores utilizados foram os seguintes: 3, 5 e 7.

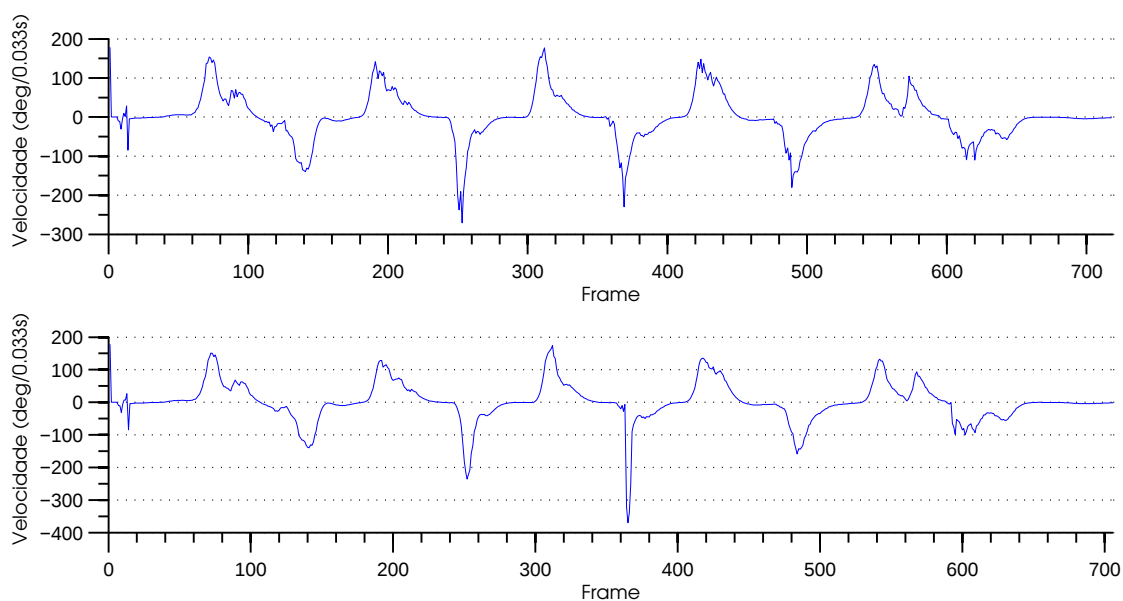


Figura 3.14: Valores de velocidade da extensão/flexão do joelho após filtro de mediana (em cima) e de média (em baixo) com janela de dimensão 3

Tanto o resultado da filtragem com o filtro de dimensão 3 (Fig. 3.14) como o resultado da filtragem com o filtro de dimensão 5 (Fig. 3.15) apresentam valores muito semelhantes. Contudo os resultados para o filtro de dimensão 7 (Fig. 3.16) elimina mais picos do sinal de entrada e realiza uma suavização mais forte, como seria de esperar. Este foi o filtro escolhido para a aplicação final.

O resultado final, com os dois métodos de filtragem utilizados, encontra-se representado na Fig. 3.17.

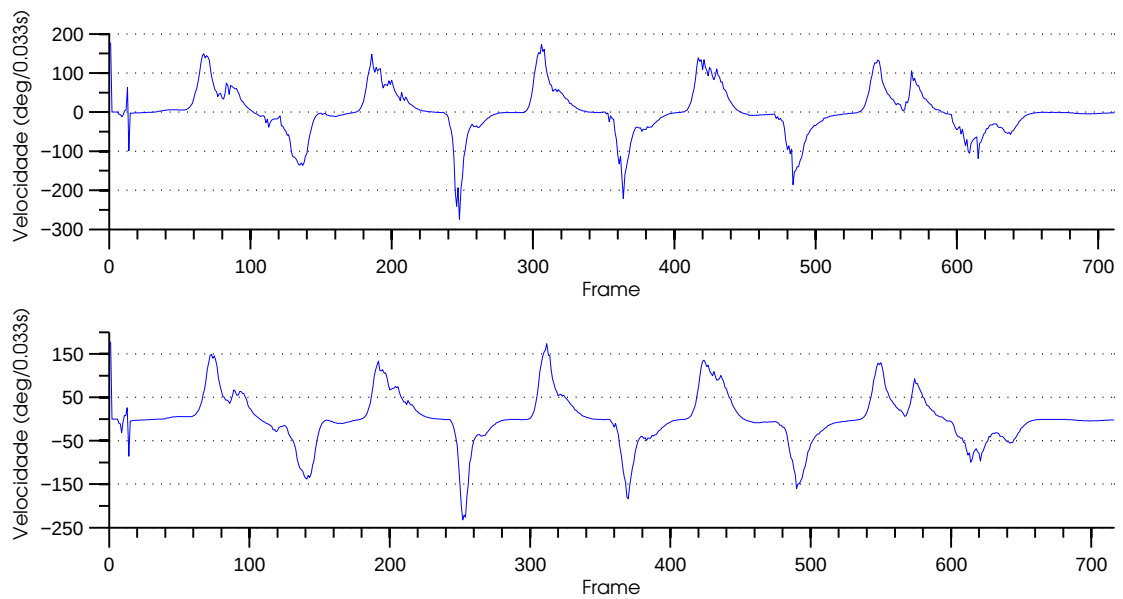


Figura 3.15: Valores de velocidade da extensão/flexão do joelho após filtro de mediana (em cima) e de média (em baixo) com janela de dimensão 5

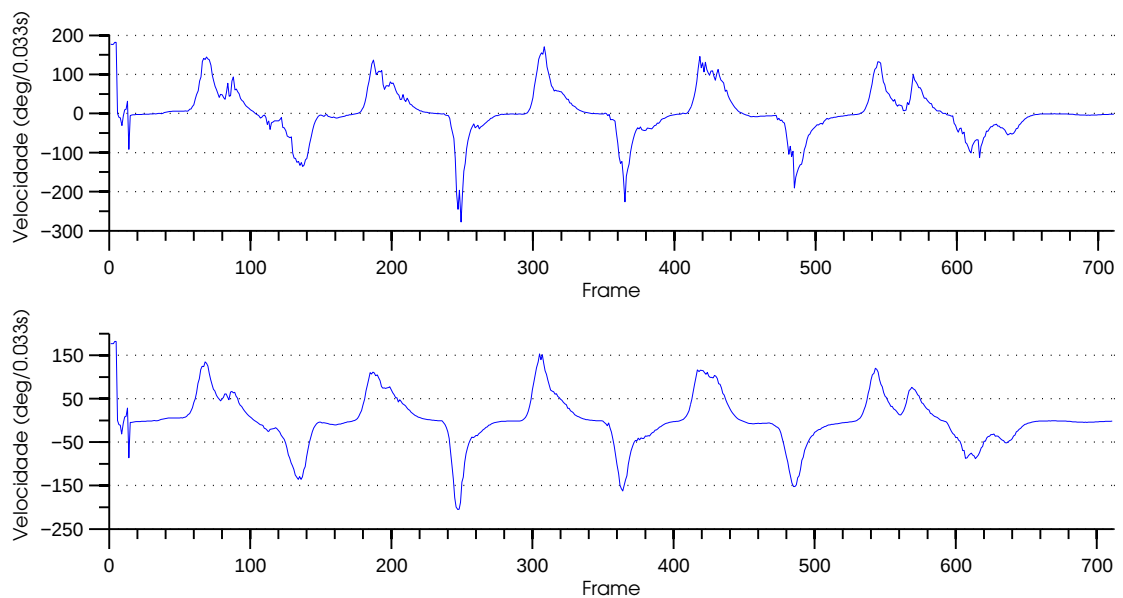


Figura 3.16: Valores de velocidade da extensão/flexão do joelho após filtro de mediana (em cima) e de média (em baixo) com janela de dimensão 7

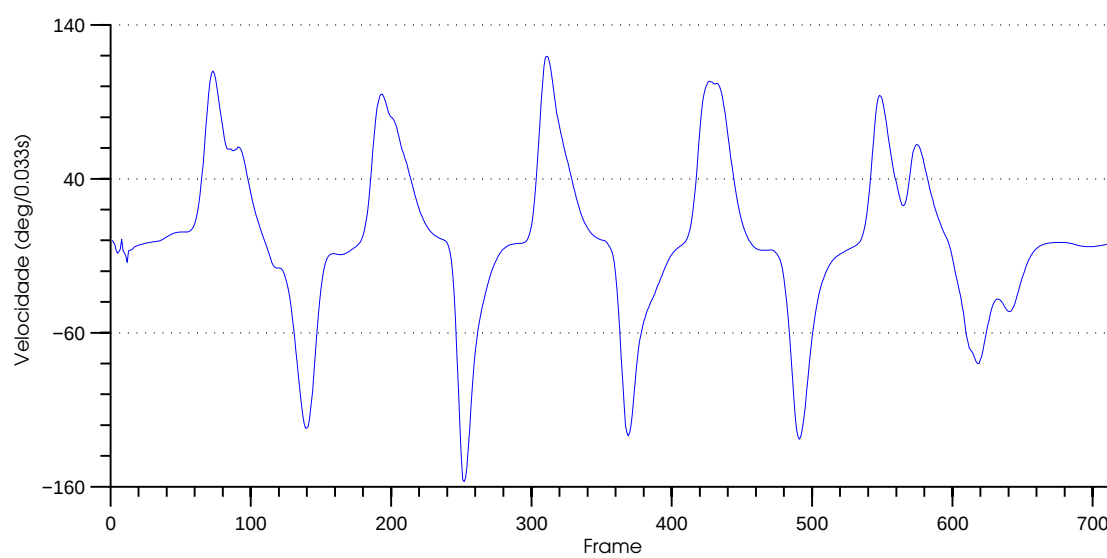


Figura 3.17: Valores finais de velocidade da extensão/flexão do joelho após a filtragem

Capítulo 4

Implementação

Neste capítulo apresentam-se todos os aspetos referentes à aplicação final desenvolvida. O capítulo encontra-se dividido numa introdução e em cinco subcapítulos, sendo que o primeiro apresenta os métodos desenvolvidos, seguindo-se da implementação dos exercícios de reabilitação, e do *feedback* para o paciente. O capítulo termina abordando a base de dados criada para registo de informação, e das *interfaces* desenvolvidas.

4.1 Introdução

Como referido no Cap. 3, a aplicação final deste projeto foi desenvolvida no IDE *Visual Studio 2012*. O uso do *Kinect for Windows SDK* forneceu as ferramentas e API's necessárias para desenvolver aplicações compatíveis com a *Kinect*. A linguagem de programação utilizada foi C# e a aplicação final é compatível com a versão 4.0 da *framework .NET*.

4.2 Métodos desenvolvidos

Inicialmente foi criada uma classe *Calc*, que engloba todas as classes e funções que foram implementados para responder às necessidades deste projeto. Há quatro classes (*nested classes*), dentro da classe principal, para guardar dados:

Frame: guarda as seguintes variáveis: *angle* (ângulo realizado), *firstArt* (primeira articulação), *secondArt* (segunda articulação), *thirdArt* (terceira articulação), *speed* (velocidade do movimento), *timeStamp* (momento do acontecimento). Esta classe é a mais utilizada nas funções referentes aos exercícios de reabilitação. Guarda todos os valores necessários para realizar os cálculos de ângulo e velocidade. Foi criada uma lista de dimensão nove, com esta classe, que guarda todos os valores consecutivos até ao momento atual. Esta decisão prende-se com o facto de ter havido a necessidade de comparar valores atuais com valores passados, de modo a se poder caracterizar corretamente os exercícios.

PostureJoints: guarda as seguintes variáveis: *firstArt*, *secondArt*, *thirdArt*, *fourthArt*. É usada com as funções de avaliação da postura. As quatro variáveis referidas correspondem às posições das articulações da cabeça, dos ombros, da coluna e da anca, respetivamente.

ExerciseValues: guarda as seguintes variáveis: *angleVar*, *jointVar*. Recorre-se a esta classe para efetuar a avaliação da qualidade dos exercícios. A variável *angleVar* guarda os ângulos máximos e mínimos durante a realização do exercício e a variável *jointVar* guarda a variação de posição da articulação do joelho.

dbExerciseValues: guarda as seguintes variáveis: *paciente*, *id_sessao*, *repeticao*, *ang_flag*, *angulo*, *avaliacao*, *velocidade*, *xyz*. Todas estas variáveis são introduzidas na base de dados no final de cada sessão.

4.2.1 Cálculo do ângulo

O cálculo de ângulo implementou-se como mencionado no Cap. 3, equação (3.1). Para o exercício de flexão/extensão do joelho em pé a implementação foi direta. Contudo, no exercício de extensão/flexão do joelho em posição sentado houve um problema. Os conjuntos de treino da *Kinect* são compostos por indivíduos em pé, de frente para o sensor. Ou seja, quando um utilizador se encontra sentado, a plataforma tem dificuldades em detetar corretamente as articulações que se encontrem abaixo do tronco (desde a anca até ao pé). Embora não haja problemas na deteção da articulação do joelho e do pé, o mesmo já não acontece com a articulação da anca. A *Kinect* deteta esta articulação acima (eixo Y) da posição real. Isto resulta em valores de ângulos errados aquando da aplicação da equação (3.1).

Para colmatar este problema realizou-se o seguinte: tendo em conta que o paciente, no momento de iniciar a sessão, tem o joelho na posição correta e a realizar 90°, definiu-se um plano imaginário que cruza a articulação do joelho e do pé e que é paralelo em relação à *Kinect*. Assim foi possível desprezar a articulação da anca, utilizando dois pontos deste plano como os valores necessários para aplicar a equação para cálculo do ângulo, em conjunto com o vetor formado entre a articulação do joelho e a articulação do pé. De modo a entender melhor o que foi feito, pode-se recorrer à Fig. 4.1. Marcadas a laranja estão as articulações detetadas. O traçado vertical, a cinza, representa o plano imaginário que é definido para a avaliação correta do ângulo de extensão. Este plano é paralelo ao eixo XY da figura que passa pela articulação do joelho.

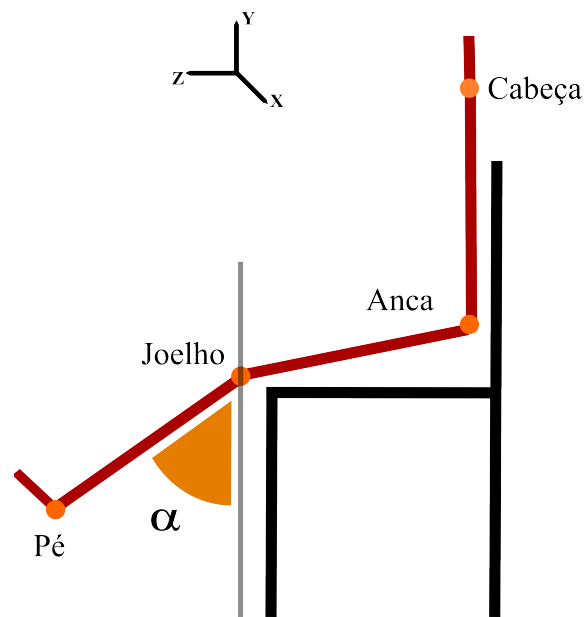


Figura 4.1: Representação gráfica dum sujeito a realizar o exercício de extensão/flexão do joelho em posição sentado (vista lateral). As marcações a laranja representam as articulações detetadas, o traçado central a cinza representa o plano imaginário definida para avaliação do ângulo de extensão

4.2.2 Filtros

A implementação do filtros foi facilitada devido a dois métodos integrantes da *framework* .NET: *Sort()* e *Average()*. O método *Sort()* ordena os elementos de uma lista. O método *Average()* calcula a média dos elementos de uma lista.

A função do filtro de mediana recebe os valores a filtrar da classe *Frame* e copia o número de elementos igual ao tamanho da janela do filtro para uma nova variável. De seguida, aplica a função *Sort()* aos elementos desta nova lista e retorna o valor intermédio.

A função do filtro de média recebe, como na função anterior, os valores a filtrar da classe *Frame* e copia-os para uma nova variável com tamanho igual ao tamanho da janela do filtro a utilizar. Seguidamente, calcula e retorna a média dos valores.

4.3 Exercícios de reabilitação

Para a implementação da caracterização dos exercícios teve-se como consideração base uma máquina de estados, em que cada estado representa uma das 4 fases do movimento. Em cada estado há restrições que têm que ser cumpridas para que o algoritmo aceite a passagem ao próximo estado. Ambas as funções criadas para os dois exercícios recebem 3 parâmetros: lista de dimensão 9 da classe *Frame*, uma variável para definir qual o estado a caracterizar (extensão, flexão ou estabilização) e o número de *frames* consecutivas a verificar, do primeiro parâmetro antes referido, para que se considere que houve movimento ou estabilização.

4.3.1 Extensão/flexão do joelho na posição sentado

O utilizador encontra-se sentado e de frente para a *Kinect* e deve realizar a extensão e flexão da articulação do joelho. São usados dois parâmetros para verificar que o utilizador executa o exercício corretamente: a posição da articulação do pé (coordenadas Y e Z) e o ângulo do joelho.

Durante a primeira fase do movimento terá que haver um variação positiva da posição no eixo Y, e uma variação negativa no eixo Z, assim como um aumento do valor do ângulo. Após isto haverá estabilização do ângulo (no momento de extensão máxima, fase 2), seguida de uma variação negativa no eixo Y e de uma variação positiva no eixo Z (fase 3). O exercício termina quando se volta à posição inicial, e o ângulo do joelho volta a estabilizar (fase 4). O processo pode ser melhor entendido com recurso à Fig. 4.2. Y , $prevY$, Z e $prevZ$ representam as respetivas coordenadas da articulação do pé. $angle$ e $varAngle$ representam o ângulo do joelho. $count$ é a variável incrementado sempre que se verifica uma variação correta dos parâmetros de caracterização do movimento. Quando esta variável é igual à variável $numFrames$, passa-se ao estado seguinte.

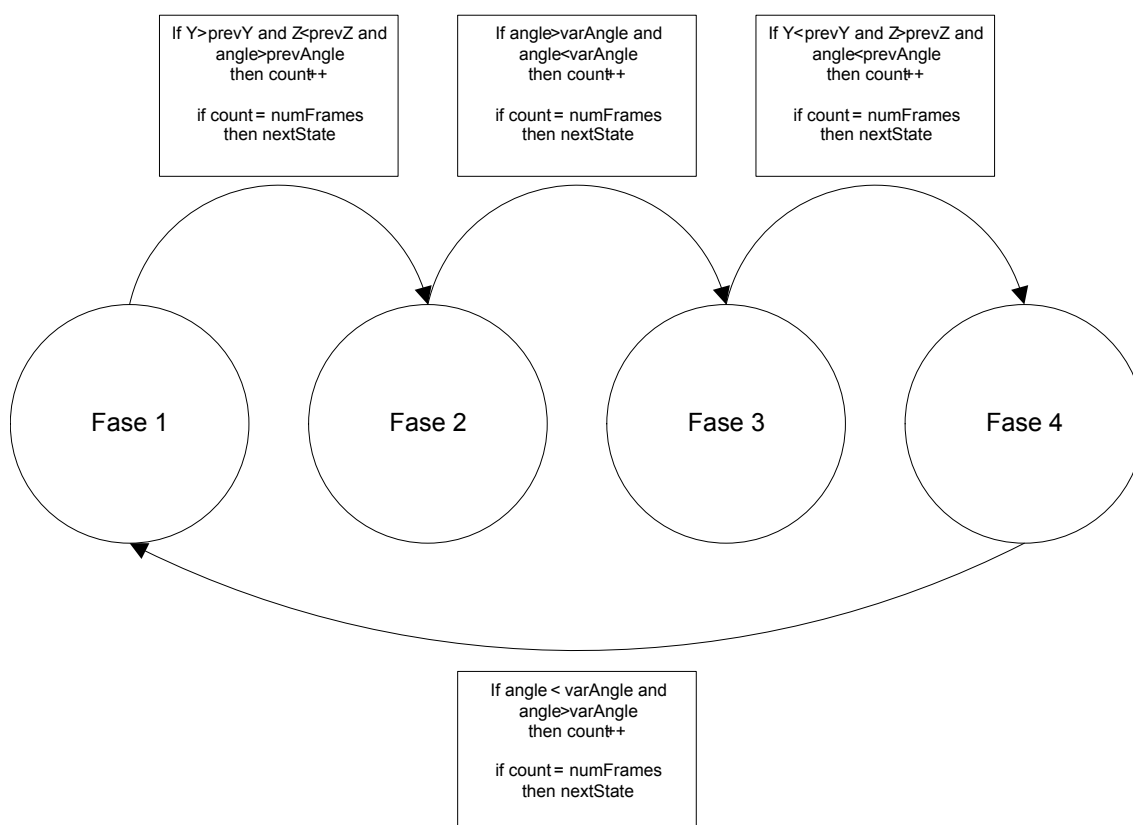


Figura 4.2: Máquina de estados representativa do algoritmo de caracterização do exercício de extensão/flexão do joelho em posição sentado

4.3.2 Flexão/extensão do joelho em pé

O utilizador encontra-se de pé e numa posição lateral em relação ao sensor. Terá que realizar a flexão/extensão do joelho. Para fazer a caracterização do exercício são usados os seguintes parâmetros: variação da posição da articulação do pé (eixo X e Y) e valor do ângulo do joelho.

No início do movimento (fase 1) há uma variação positiva da posição da articulação do pé no eixo Y e uma variação negativa no eixo X, com um aumento do valor do ângulo. Na passagem para a fase 2 ocorre a estabilização do ângulo (flexão máxima). Seguidamente recomeça a variação da posição da articulação do pé, que será agora negativa no eixo Y e positiva no eixo X, assim como uma diminuição do valor do ângulo (fase 3). No final do movimento, o ângulo volta a estabilizar (fase 4). Um diagrama representativo deste algoritmo encontra-se na Fig. 4.3. Y , $prevY$, X e $prevX$ representam as respetivas coordenadas da articulação do pé. $angle$ e $varAngle$ representam o ângulo do joelho. $count$ é a variável incrementado sempre que se verifica uma variação correta dos parâmetros de caracterização do movimento. Quando esta variável é igual à variável $numFrames$, passa-se ao estado seguinte.

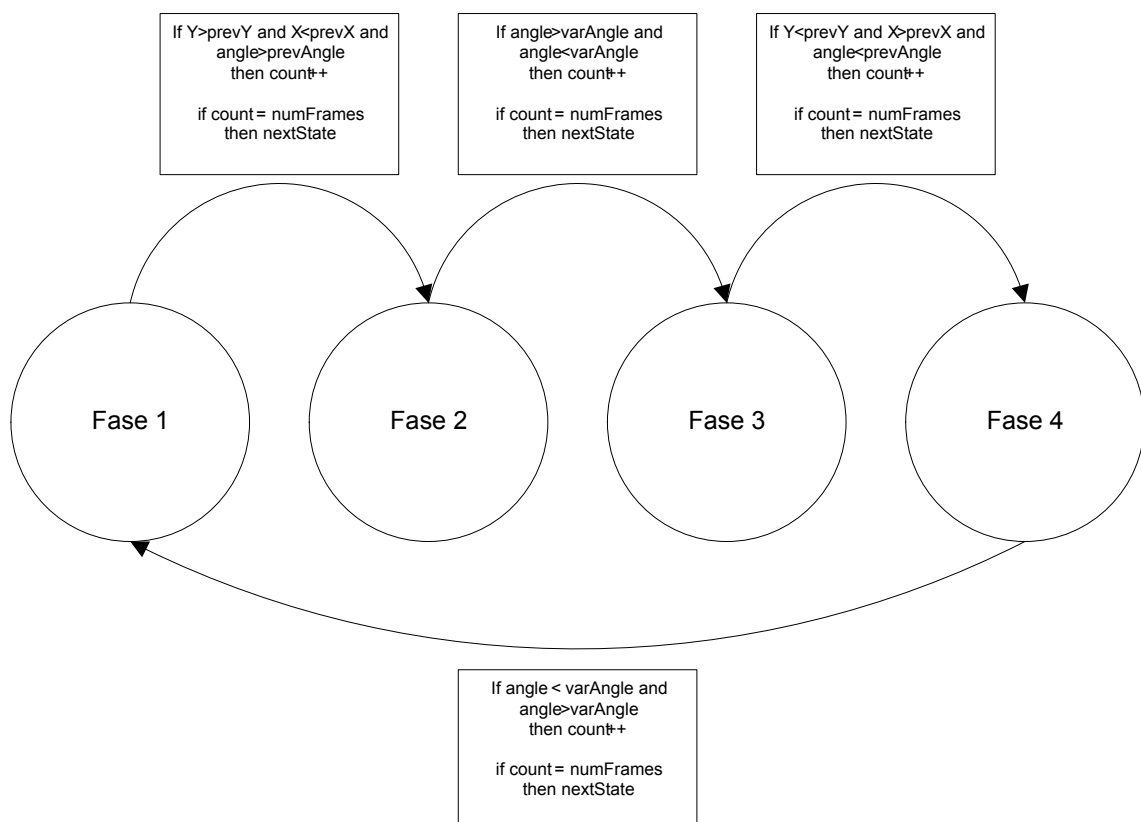


Figura 4.3: Máquina de estados representativa do algoritmo de caracterização do exercício de flexão/extensão do joelho em pé

4.4 *Feedback* para o paciente

Como apresentado no Cap. 3, há duas avaliações a realizar quanto à qualidade dos exercícios, antes de se dar o *feedback* ao paciente. A explicação de cada um dos métodos de avaliação encontra-se de seguida.

4.4.1 Avaliação da postura

Esta função recebe a posição da articulação da cabeça e da anca, e calcula a distância euclidiana entre as duas posições, tanto no eixo X como no eixo Z. Este cálculo retorna um valor representativo da variação da posição da articulação da cabeça em relação à anca. Após este cálculo, ambos os valores são multiplicados por uma constante e normalizados, de modo a que passem a encontrar-se na mesma gama de valores. Entenda-se por normalização como a passagem dos valores da sua gama de variação real (valor máximo e mínimo, Tabela 3.1), para uma gama entre 0 e 100. Este passo era importante para que seguidamente se pudesse calcular a média entre os dois valores (variação no eixo X e no eixo Z), e obter a avaliação final.

4.4.2 Avaliação do exercício

O método para avaliação da qualidade do exercício recebe dois parâmetros: uma lista composta por variáveis da classe *ExerciseValues* (ângulo inicial, máximo e final, assim como a respetiva posição do joelho nos momentos em que esse ângulos foram atingidos) e o ângulo máximo do joelho que se pretende que o paciente atinja (este valor é definido pelo fisioterapeuta).

4.4.2.1 Avaliação do ângulo

Foram definidos limiares superior e inferior para o ângulo máximo do joelho. Durante a avaliação, se os ângulos máximos atingidos pelo paciente se encontrarem dentro deste intervalo, considera-se que o exercício foi realizado corretamente e a avaliação é máxima. Caso contrário, a avaliação será dependente da diferença entre valor real do ângulo realizado e o valor esperado. Ou seja, quanto maior for a diferença, pior será a avaliação.

4.4.2.2 Avaliação da variação de posição do joelho

O código para este bloco da avaliação verifica a diferença entre a posição do joelho no início e no fim do exercício. Isto, como no caso da avaliação da postura, possibilita que se conclua sobre se houve muito ou pouco movimento da articulação durante a realização do exercício. Os valores que entram nesta avaliação são a posição da articulação do joelho no eixo X e Y.

Após os dois cálculos referidos anteriormente, todos os valores são normalizados para que se possa calcular uma média pesada, e retornar o valor final da avaliação. Como acontece para avaliação da postura, a normalização dos valores implica a multiplicação deste por uma constante, de modo a que estes passem a estar representados numa gama de 0 a 100. O peso atribuído a cada avaliação foi de 80% para a avaliação do ângulo e de 20% para a avaliação da posição.

4.5 Registo de informação

Foi criada uma base de dados local, com recurso ao motor *SQL Server Express LocalDB* existente no *Visual Basic 2012*, para armazenamento de todos os dados de cada sessão realizada, assim como informação referente aos pacientes e aos terapeutas. Pode ver-se o modelo relacional da base de dados na Fig. 4.4. Existem sete tabelas, sendo que quatro estão relacionadas com informação referente aos pacientes e aos fisioterapeutas, e as três restantes foram criadas para guardar informação relativa às sessões.

A interação com a base de dados foi feita com recurso ao *Language-Integrated Query (LINQ)*. O LINQ é um componente do *framework .NET* que adiciona funcionalidades de consulta em algumas linguagens de programação .NET, nomeadamente C#.



Figura 4.4: Modelo relacional da base de dados

4.6 Interface gráfica

Foi desenvolvido um programa com uma *interface* gráfica para realizar uma prova de conceito do objetivo proposto nesta dissertação.

Ao executar o programa pela primeira vez o utilizador tem que iniciar sessão. Cada utilizador tem um indicador guardado na base de dados, para que o sistema possa identificar se se trata de um paciente ou de um fisioterapeuta. A janela que abre após o início de sessão está dependente do utilizador. A janela de início de sessão apresenta-se na Fig. 4.5.

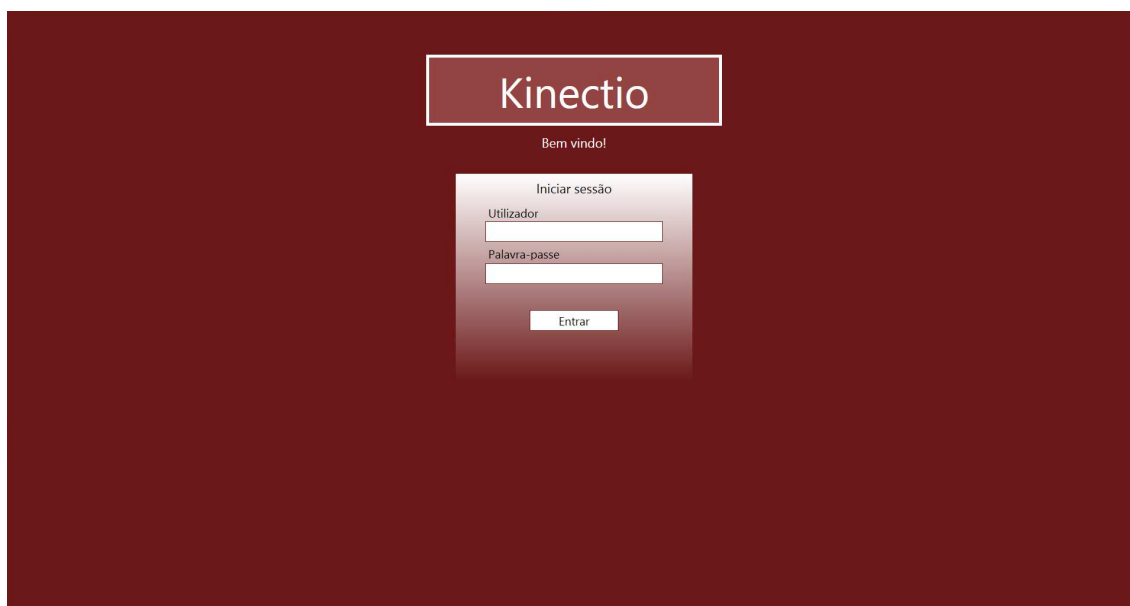


Figura 4.5: Janela de início de sessão

4.6.1 Interface do fisioterapeuta

Ao fisioterapeuta são oferecidas as opções apresentadas na Fig. 4.6. Na janela de criação de sessões de reabilitação (Fig 4.7) o fisioterapeuta define o paciente, uma data de início, o número de sessões, qual o exercício a realizar, e o numero de repetições.

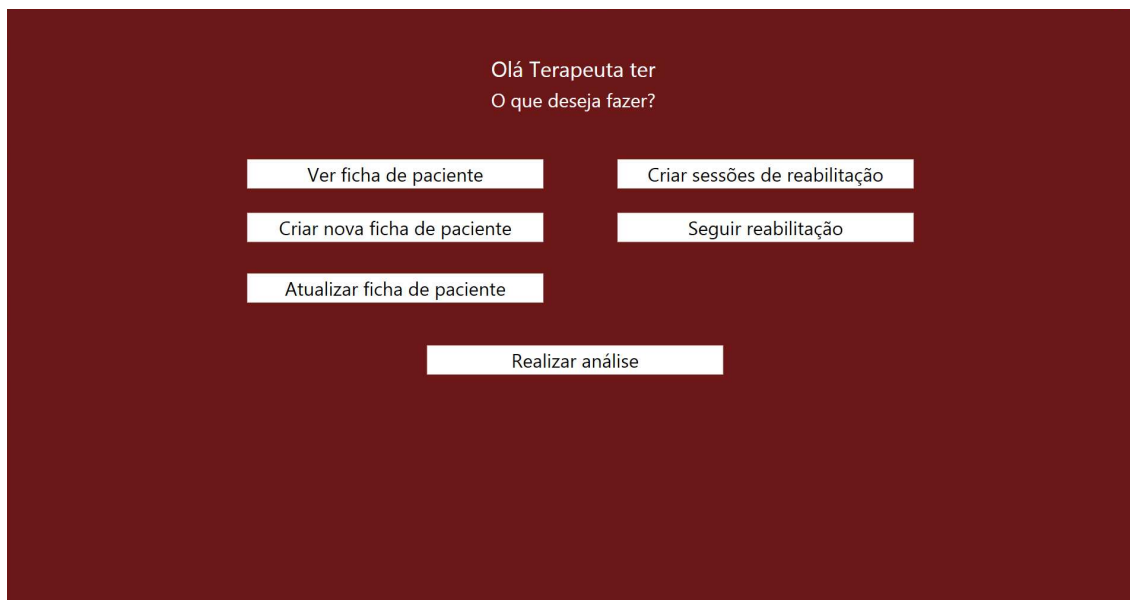


Figura 4.6: Janela após início de sessão do terapeuta

A aplicação encarrega-se depois de distribuir as várias sessões por diferentes dias, criando

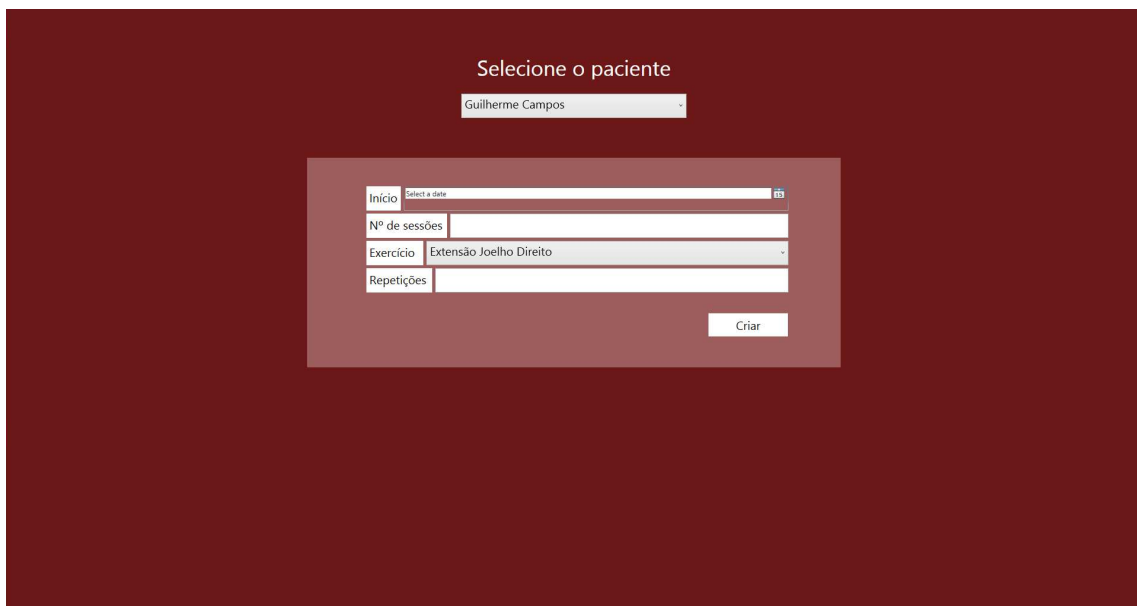


Figura 4.7: Janela do fisioterapeuta para criar sessões

assim automaticamente o plano de reabilitação para o paciente. A janela que se abre após se clicar em "Seguir reabilitação" (Fig. 4.8) permite ao fisioterapeuta ver toda a informação relativa a um determinado paciente. No topo da janela, depois de selecionar o paciente, pode selecionar qual a sessão que pretende visualizar, assim como o exercício realizado e ainda qual a repetição. Há dois gráficos nesta janela que mostram os valores da velocidade e do ângulo. Uma barra de *scroll* existente no topo da janela permite percorrer simultaneamente os dados dos gráficos, ao mesmo tempo que são apresentadas as imagens correspondentes, *frame a frame*, do lado direito da janela. No fundo da janela, após os gráficos, encontra-se a seguinte informação: velocidade, ângulo, velocidade média de extensão, velocidade média de flexão, ângulo máximo e avaliação.

4.6.2 Interface do paciente

Após o início de sessão é apresentada ao paciente a janela que se encontra na Fig. 4.9. Este pode então selecionar se deseja realizar alguma sessão, ou se pretende ver o histórico das sessões realizadas.

No caso de clicar na opção "Realizar sessão", será aberta uma nova janela que indica se há ou não sessões por realizar (Fig. 4.10).

Caso haja sessões planeadas, o paciente é então reencaminhado para uma nova janela em que pode selecionar qual a sessão que pretende realizar (Fig. 4.11).

Após a seleção, é aberta a janela com a *interface* para realização dos exercícios (Fig. 4.12).

Nesta janela, ao centro encontra-se o vídeo retornado pela *Kinect*, em tempo real, sobreposto pelo esqueleto detetado. O membro a ser reabilitado é apresentado com uma cor diferente. No topo da janela, encontra-se informação para o paciente sobre quando deve começar a sessão, e

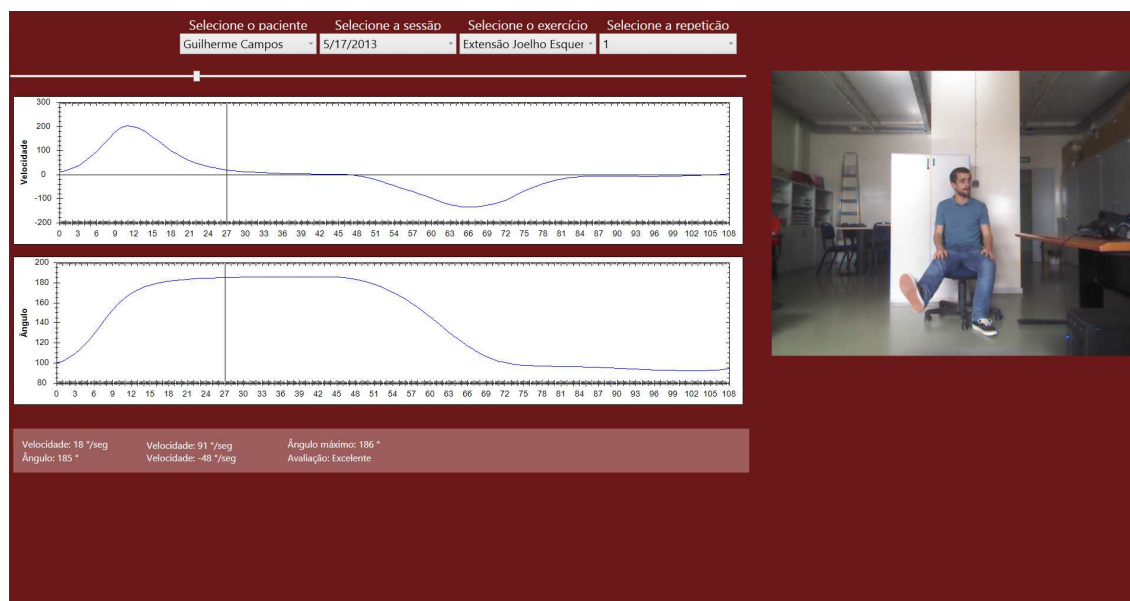


Figura 4.8: Janela para fazer o seguimento da reabilitação

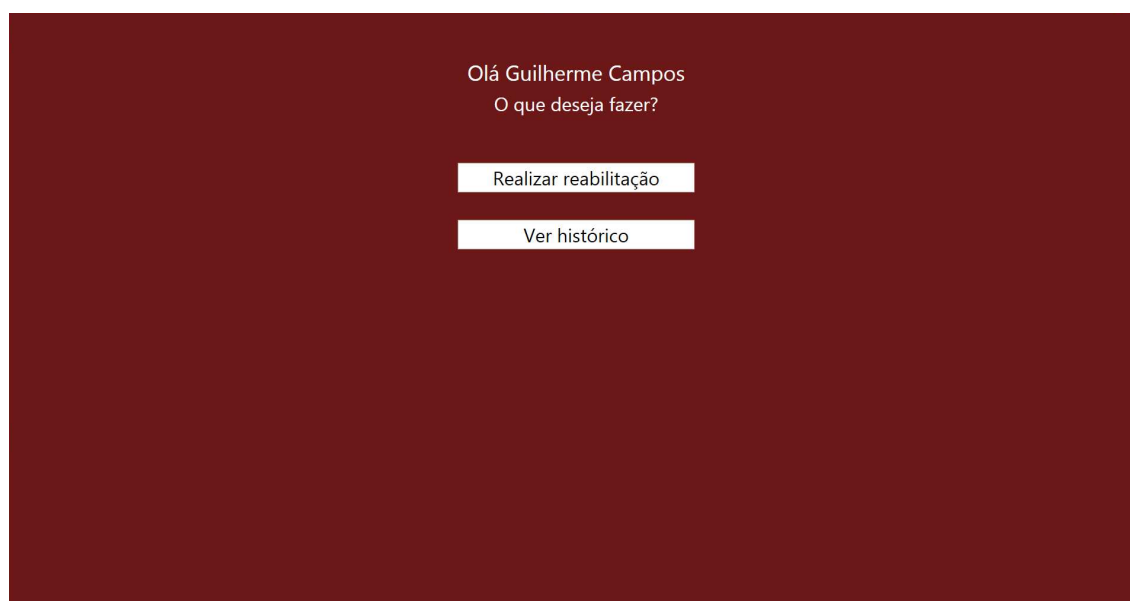


Figura 4.9: Janela após início de sessão do paciente

no fundo é apresentada a avaliação para cada exercício. Do lado esquerdo há uma contagem decrescente, que é decrementada com cada repetição realizada. Na Fig. 4.13 pode-se ver uma sequência de imagens que ilustram a informação disponível durante a realização do exercício. Do lado esquerdo da janela, é mostrada uma seta que indica ao paciente quando deve fletir ou estender o joelho. A partir do momento em que se inicia a sessão, e até ao final da sessão, o paciente já não necessita de interagir mais nenhuma vez com a aplicação. No final é informado que a sessão foi

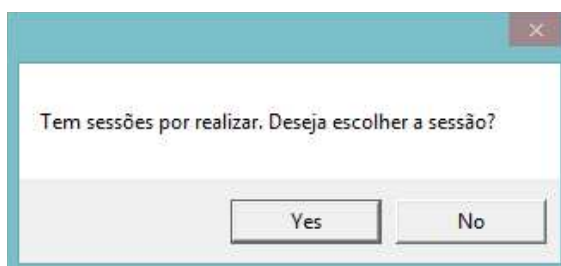


Figura 4.10: Janela após selecionar "Realizar reabilitação"

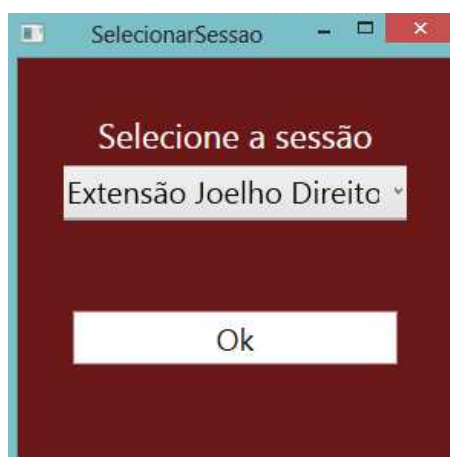


Figura 4.11: Janela para seleção de sessão a realizar

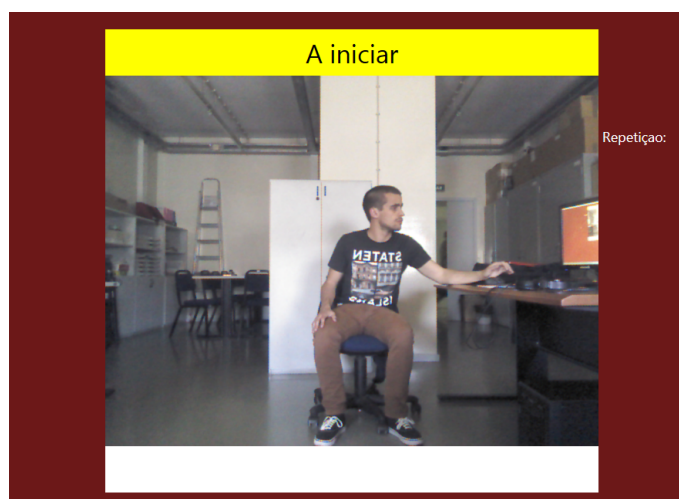


Figura 4.12: Janela para realização da reabilitação

terminada, e a janela fecha-se.



Figura 4.13: Janela para realização da reabilitação. A sequência de imagens é representativa da sequência de realização do exercício de extensão/flexão do joelho em posição sentado

Capítulo 5

Resultados e discussão

O presente capítulo apresenta, analisa e discute os resultados obtidos no estudo de caso complementar que integra esta investigação. Inicia-se com uma curta introdução, seguido de três subcapítulos, nos quais são apresentados os procedimentos quanto à recolha de dados e à execução das técnicas utilizadas. Segue-se a análise e discussão dos dados recolhidos e finaliza com a identificação das limitações detetadas no sistema.

5.1 Introdução

O sistema foi testado sobre um conjunto de 20 indivíduos do sexo masculino, com idades compreendidas entre os 15 e os 35 anos. Este conjunto foi dividido em 2 subgrupos, com 10 indivíduos cada um, constituindo-se assim o grupo A e o grupo B. No grupo A foram incluídos indivíduos sem antecedentes patológicos ou cirúrgicos em qualquer um dos membros inferiores e sem sintomatologia clínica em qualquer um dos membros. O grupo B era constituído por indivíduos submetidos a reconstrução do LCA, ou sujeitos com rutura do LCA.

Os 20 participantes foram informados individualmente sobre o objetivo da investigação em curso, quais os procedimentos que iriam ser realizados, quando e onde. Todos os sujeitos que participaram no estudo assinaram o consentimento informado (Anexo C).

Para cada exercício, foi realizada uma recolha recorrendo a dois dispositivos: a *Kinect* e uma câmara de vídeo vulgar. Para ambos os grupos de dados recolhidos por cada um dos dispositivos, foram determinados os ângulos máximos de extensão, assim como as velocidades de extensão/flexão, para o exercício de extensão/flexão na posição sentado. Para o exercício de flexão/extensão em pé foram unicamente analisados os ângulos máximo de flexão. Os valores dos dois grupos de dados (dados da *Kinect* e dados da câmara) foram então comparados, de modo a extrair conclusões sobre a qualidade das leituras realizadas pela *Kinect*.

5.2 Procedimentos relativos à recolha de dados

Nesta fase, na Unidade de Fisioterapia do Hospital Particular de Viana do Castelo, foi feita a cada um dos sujeitos selecionados para o estudo, uma breve explicação dos dois exercícios a serem realizados. De seguida, foram executados os movimentos solicitados, na posição sentado e a pé. Cada uma destas manobras foi realizada 10 vezes. A recolha de dados realizou-se entre o mês de março e o mês de maio de 2013.

Todos os dados obtidos foram guardados de duas formas diferentes: com recurso à aplicação *Kinect Studio 1.7* (Fig. 5.1), que permite gravar toda a informação produzida pela plataforma, e recorrendo a uma câmara de vídeo vulgar (Fig. 5.2). O posicionamento dos aparelhos era alterado dependendo do exercício a realizar, conforme se pode observar na Fig. 5.3.

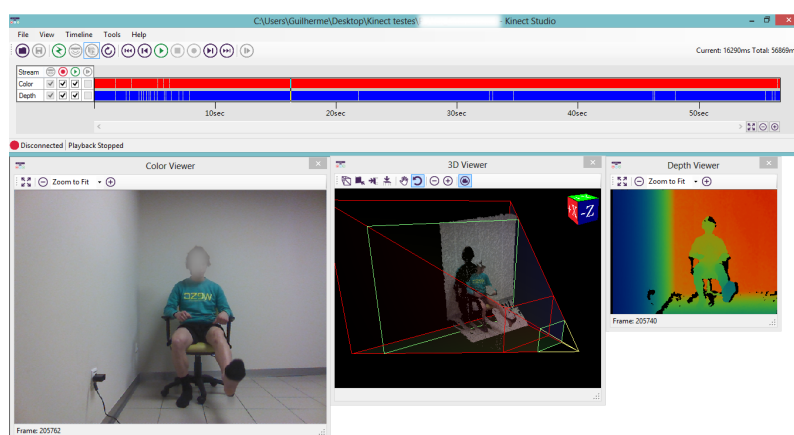


Figura 5.1: Ambiente da aplicação *Kinect Studio 1.7*



Figura 5.2: Captura efetuada pela câmara de vídeo

Foi feita a seleção do membro inferior a estudar relativamente aos sujeitos do grupo A. A sequência dos exercícios foi a seguinte: extensão/flexão do joelho na posição sentado, flexão/extensão do joelho na posição de pé. O período de descanso concedido a cada sujeito entre os exercícios foi no mínimo de 30 segundos a 1 minuto, de acordo com indicações do fisioterapeuta.

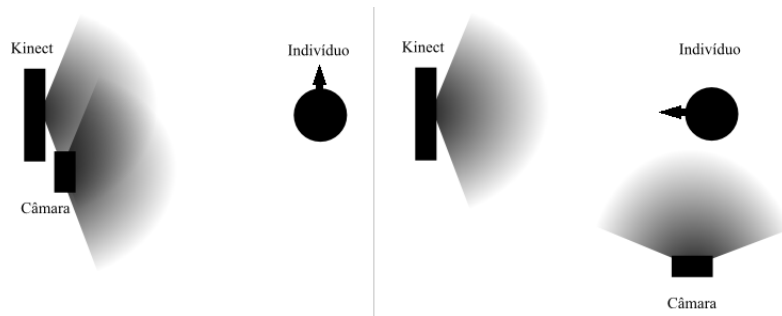


Figura 5.3: Orientação da *Kinect* e da câmera durante a recolha de dados. Exercício de flexão/extensão do joelho em pé à esquerda e exercício de extensão/flexão do joelho em posição sentado à direita

5.3 Análise e discussão dos resultados

Os dados da *Kinect* foram registados usando a aplicação *Kinect Studio 1.7*. Esta aplicação, desenvolvida pela *Microsoft*, permite fazer gravações de todos os dados processados pela plataforma (*stream* de cor e de profundidade). Posteriormente, e usando a mesma aplicação, é possível reproduzir esta gravação com qualquer tipo de aplicação para a *Kinect*, podendo-se assim realizar testes e análise de dados sem que seja necessário que um utilizador se encontre em frente à plataforma. Sendo assim, após a realização da recolha do estudo clínico, os dados foram processados, e retiraram-se os seguintes valores de interesse, como referido na Introdução: ângulos máximos de extensão e velocidades de extensão/flexão, para o exercício de extensão/flexão na posição sentado; ângulos máximos de flexão para o exercício de flexão/extensão em pé.

As gravações realizadas com a câmera foram posteriormente processadas por computador. Extraíram-se, para cada indivíduo e cada exercício, os seguintes *frames*: início de extensão/flexão, extensão/flexão máxima, final de extensão/flexão. Para cada *frame* foi também registado o tempo da sua ocorrência. Foi desenvolvida uma pequena aplicação em *Matlab* para se poder calcular os ângulos de extensão/flexão a partir dos *frames* mencionados anteriormente (Fig. 5.4). Para além dos ângulos, também foram calculadas as velocidades. Tendo o ângulo de início/meio/fim de cada exercício, assim como o tempo de ocorrência, o cálculo da velocidade era direto.

Recorreu-se ao método de *Bland-Altman* para analisar os resultados [27]. É um método estatístico que, com o recurso a gráficos, possibilita a análise de dados resultantes de dois métodos de medição. Aplica-se a estudos nos quais não se sabe o valor real da medição a ser efetuada, usando-se então a média das duas medições como uma estimação do valor real. A concordância entre os

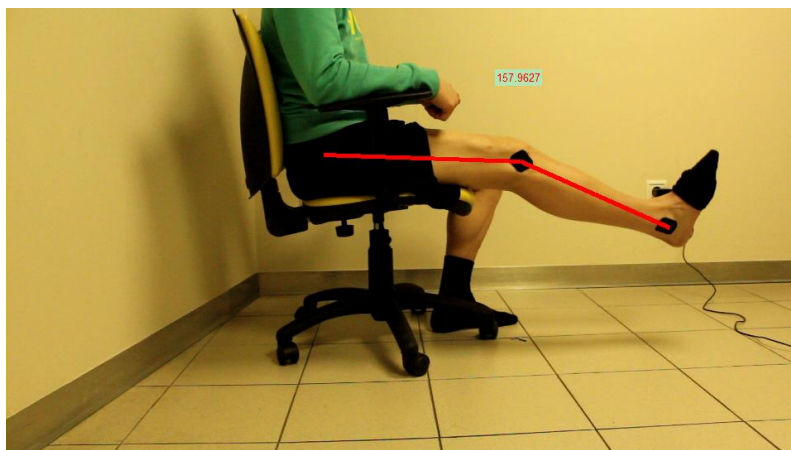


Figura 5.4: Imagem obtida após cálculo do ângulo com a aplicação desenvolvida em *Matlab*

dois grupos de medições possibilita concluir sobre a qualidade dos mesmos. Graficamente, marca-se a diferença entre as medições (eixo Y) contra a média das medições (eixo X). Visto ser também um método estatístico, analisa-se também a percentagem de valores que se encontram dentro do limite de concordância. Este define-se como sendo o valor da média $\pm$ duas vezes o desvio padrão (equação (5.1), em que d representa a média e σ o desvio padrão da amostra).

$$d \pm 2\sigma \quad (5.1)$$

De seguida encontram-se os gráficos obtidos após a agregação. Estes apresentam os pares de valores média-diferença (marcadores a negro), a média (traçado a vermelho) e o desvio padrão (x1: traçado a azul; x2: traçado a verde).

Na Fig. 5.5 podem visualizar-se os resultados para o ângulo de extensão máxima do joelho em posição sentado. A percentagem de valores dentro do limite de concordância é de 95%.

Durante esta recolha detetou-se que, aquando da extensão máxima do joelho na posição sentado, a *Kinect* não consegue estimar corretamente a posição da articulação do pé. Quando o sujeito se encontra sentado e de frente para o sensor, com o joelho estendido ao máximo, a plataforma, por vezes, não consegue ver o resto do membro inferior. A *Kinect* infere a posição das articulações partindo da posição das articulações adjacentes. Quando o joelho se encontra estendido ao máximo, a articulação do joelho deixa de estar no campo de visão do sensor e, como resultado, a estimação da posição da articulação do pé é errónea.

Os resultados para a velocidade de extensão do joelho em posição sentado encontram-se na Fig. 5.6. 96% dos valores encontram-se dentro do limite de concordância. O valor de velocidade encontra-se em $\text{deg}/0.033s$, visto que este é calculada *frame a frame*, como explicado no subcapítulo 3.3.2.

É possível concluir que, para velocidades mais baixas, na gama que vai desde os $40^\circ/0.033s$ até aos $70^\circ/0.033s$, os resultados têm uma diferença entre si inferior à diferença para velocidades altas, acima de $70^\circ/0.033s$. Significa isto que os cálculos efetuados pela aplicação, assim como

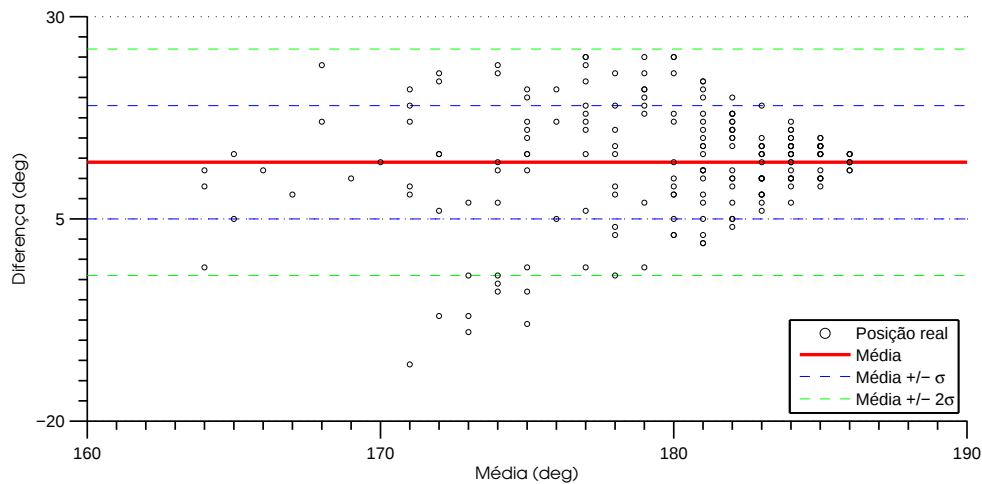


Figura 5.5: Comparação entre o ângulo máximo de extensão medido pela *Kinect* e o ângulo máximo de extensão medido pela câmara, do exercício de extensão/flexão do joelho em posição sentado

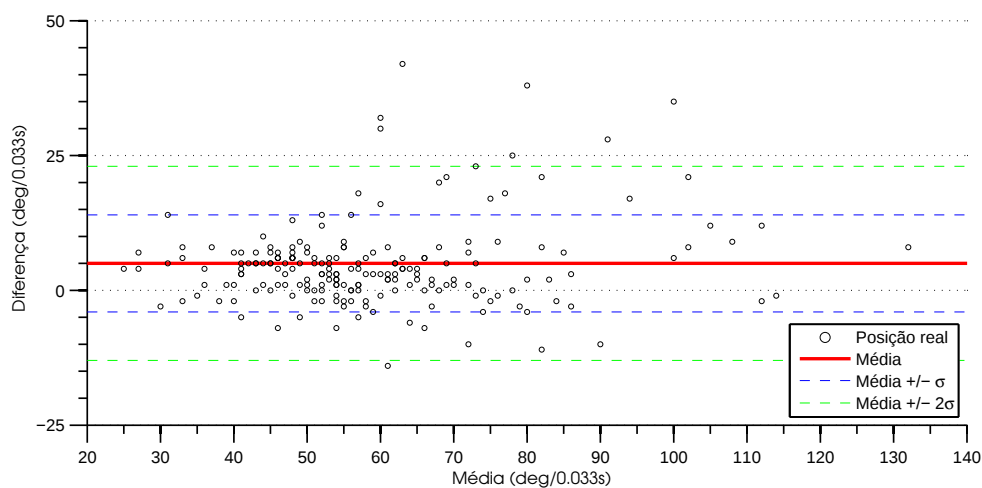


Figura 5.6: Comparação entre a velocidade de extensão medida pela *Kinect* e a velocidade de extensão medida pela câmara, do exercício de extensão/flexão do joelho em posição sentado

a detecção da articulação do pé pela *Kinect*, são mais fiáveis para velocidades inferiores. Contudo, estes resultados podem também dever-se aos filtros aplicados aos valores de posição das articulações. Uma suavização elevada, para variações de posição altas, pode provocar um atraso na resposta do filtro. Este atraso leva a que a saída do filtro demore mais tempo a estabilizar, resultando assim em valores de posição diferentes dos reais. Se a saída do filtro conseguir acompanhar a variação de posição da articulação em tempo real, não existe nenhum problema para o valor final da velocidade. Contudo, quando a variação de posição da articulação é muito elevada, levando a um desfazamento acentuado entre a posição real e a posição estimada pelo sensor, o valor de

velocidade calculado deixa de ser fiável.

Na Fig. 5.7 pode-se visualizar os resultados para a velocidade de flexão do joelho em posição sentado. A percentagem de valores dentro do limite de concordância é de 99%. Como se pode verificar, há uma elevada concordância entre pares de valores, medidos pelos dois métodos.

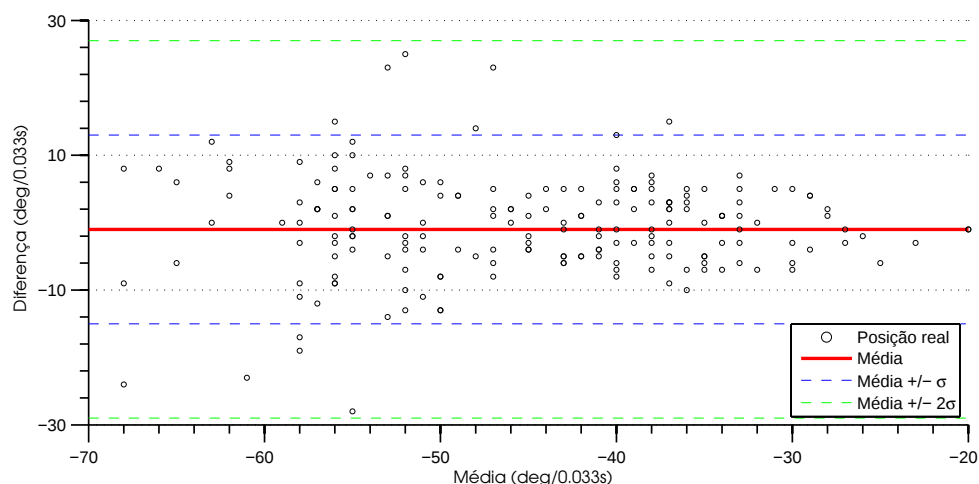


Figura 5.7: Comparação entre a velocidade de flexão medida pela *Kinect* e a velocidade de flexão medida pela câmara, do exercício de extensão/flexão do joelho em posição sentado

Finalmente, na Fig. 5.8, podem ser visualizados os resultados para o ângulo de flexão máxima do joelho em pé. Percentualmente, 95% dos valores encontram-se dentro do limite de concordância.

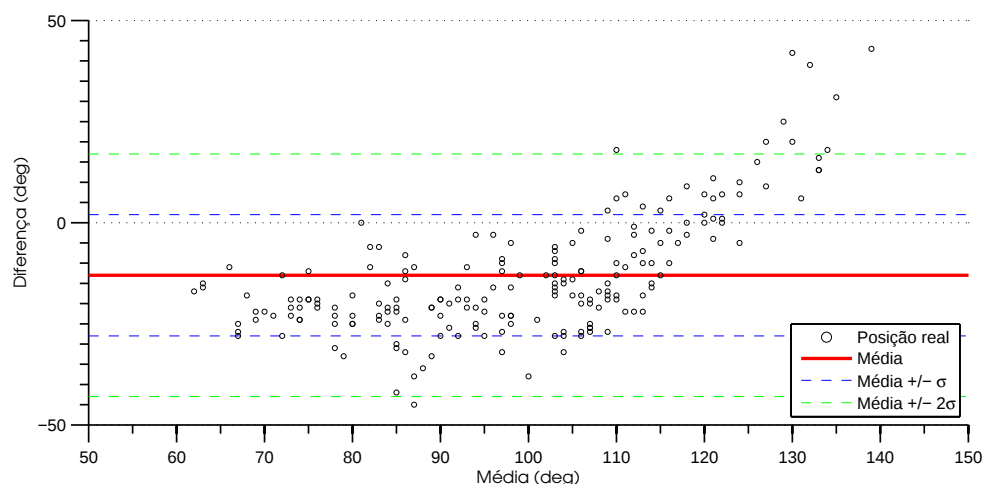


Figura 5.8: Comparação entre o ângulo máximo de flexão medido pela *Kinect* e o ângulo máximo de flexão medido pela câmara, do exercício de flexão/extensão do joelho em posição sentado

Embora esta percentagem seja um bom indicador da qualidade dos valores retornados pela

Kinect, é de constatar que para ângulos de flexão elevados, acima de 120° , a diferença entre pares de valores, medidos pelos dois métodos, tende a aumentar com o aumento do ângulo. Pensa-se que isto se deve principalmente à dificuldade que a *Kinect* tem para fazer o seguimento das articulações quando o sujeito se encontra numa posição lateral em relação a esta. Como o conjunto de treino do sensor é composto por sujeitos de frente para o sensor, a fiabilidade da deteção diminui quando a pose não é ideal. Assim, para poses laterais, a qualidade da deteção diminui substancialmente. Como resultado, há um aumento acentuado do *jitter* nas posições das articulações, que resulta num erro elevado quando o joelho se encontra fletido ao máximo. Este erro propaga-se para o cálculo do ângulo, resultando assim numa elevada discrepância entre a posição real da articulação do pé, e da posição calculada pela *Kinect*.

Outro aspeto a mencionar é o facto de o segundo método utilizado para realizar as comparações, a gravação com a máquina de vídeo, também introduzir erros tanto na leitura dos ângulos como das velocidades. A correta escolha dos *frames* a utilizar, assim como o cálculo dos ângulos (realizada de forma não automática), influencia o cálculo final efetuado.

De seguida apresentam-se dois resultados que se achou ser importante mencionar neste capítulo. Foram seleccionados, de entre todos os valores obtidos após o estudo de caso, visto que se consideraram serem o melhor par de resultados ângulo/velocidade.

Na Fig. 5.9 apresenta-se os resultados para o cálculo do ângulo do joelho de um dos sujeitos que participaram no estudo. Os dados, como se pode verificar, são muito estáveis, do ponto de vista que não existe ruído e facilmente se identificam os ângulos máximos atingidos. As variações que ocorrem quando se atinge a última fase do exercício são suaves e estão livres de erro.

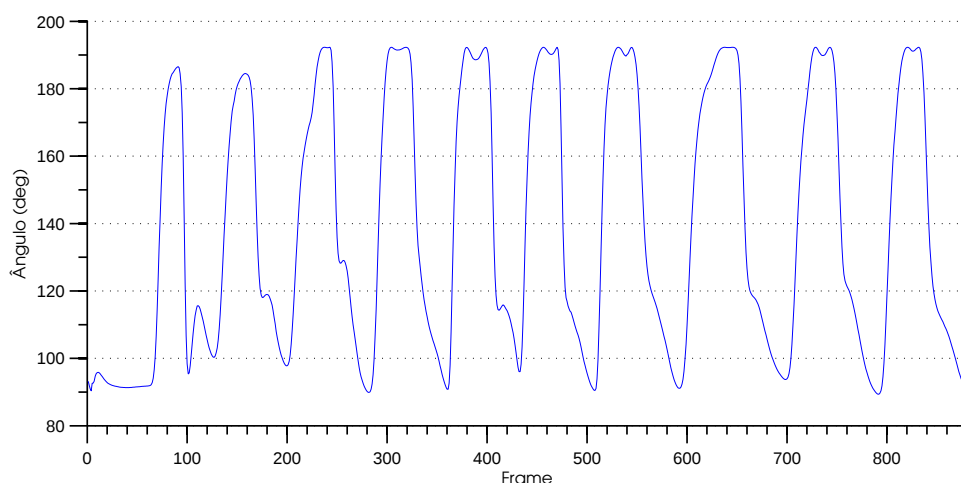


Figura 5.9: Valores de ângulo de extensão para o melhor resultado do estudo de caso

Como resultado da estabilidade dos valores de ângulo do joelho, os valores de velocidade obtidos para este mesmo exercício (Fig. 5.10) encontram-se, como para os valores do ângulo do joelho representados na Fig. 5.9, livres de ruído, e permitem assim uma correta análise dos valores, do ponto de vista terapêutico. Embora não se possa concluir, com total confiança, sobre se os

valores de velocidade são equivalentes à velocidade real atingida, é possível extrapolar informação de interesse através deste gráfico.

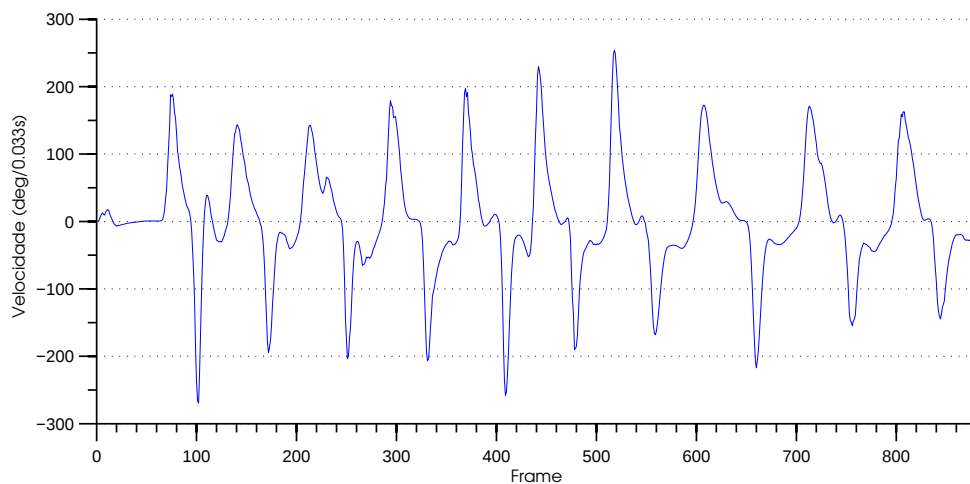


Figura 5.10: Valores de velocidade para o melhor resultado do estudo de caso

Durante o estudo realizado, deparou-se com vários problemas referentes ao funcionamento da *Kinect* que justificam alguns resultados menos conseguidos. Este problemas estão identificados e explicados de seguida.

5.4 Limitações do sistema

A proximidade às paredes do local onde foi realizada a recolha influenciava a qualidade dos dados recolhidos, devido ao facto de serem brancas. A elevada refletância das mesmas gerava valores para o sensor de profundidade que, por vezes, resultava em falsas leituras do ambiente. Como consequência, o sensor efetuava medições da posição das articulações que não correspondiam ao seu valor real.

Para o exercício de extensão/flexão do joelho em posição sentado, as pernas da cadeira eram por vezes identificadas como o membro inferior do sujeito, aquando da extensão máxima. A *Kinect*, nestes momentos, perdia a capacidade para realizar corretamente o seguimento do membro inferior. Como resultado, era necessário repetir o exercício.

Como referido anteriormente, o facto de o conjunto de treino do sensor ser composto por sujeitos em pé e de frente para o sensor, limita a sua capacidade para deteção de articulações em poses que não sejam a mencionada. Embora seja facilmente contornado para o caso em que o sujeito se encontra sentado, o mesmo já não acontece quando o sujeito se encontra de pé, de lado para o sensor. Neste caso, a plataforma tenta estimar a posição dos membros que não se encontram no seu campo de visão. Durante este processo, e visto que a estimação de posição está dependente de articulações adjacentes, o cálculo da posição das articulações visíveis é, em alguns casos, altamente influenciado.

A roupa utilizada pelos sujeitos, assim como o calçado, eram também fatores que provocavam erros nas leituras do sensor. Verificou-se que quando os sujeitos retiravam o calçado a detecção e o seguimento da articulação do pé melhorava significativamente. O uso de calções, ao invés de calças, também resultava em melhores estimações das articulações por parte da *Kinect*.

Há ainda um ultimo problema detetado, contudo de menor importância, devido à frequência das suas ocorrências, mas que não deixa de ser relevante mencionar. Por vezes o ruído de fundo do ambiente, ou objetos existentes no meio, leva a que o sensor detete esqueletos onde não se encontra nenhuma pessoa. A razão desta ocorrência é desconhecida mas necessária de ter em conta, do ponto de vista que pode resultar na invalidação dos dados recolhidos, no caso de suceder.

Capítulo 6

Conclusões e Trabalho Futuro

Este sexto e último capítulo inclui dois subcapítulos, nos quais se apresentam as conclusões da investigação realizada e, seguidamente, algumas sugestões para trabalho que poderá ser efetuado futuramente.

6.1 Conclusões

Este estudo compreendeu dois momentos distintos relativamente ao seu desenvolvimento. No primeiro, foi elaborado um estudo sobre a qualidade dos dados retornados pela plataforma *Kinect for Windows*; no segundo momento realizou-se a implementação de uma aplicação.

Com o estudo de análise dos dados retornados pelo sensor pretendeu-se compreender qual a fiabilidade da *Kinect* para o objetivo pretendido. Para esse fim efetuou-se uma análise cuidada, recorrendo a diferentes métodos que permitiram retirar conclusões relevantes para a finalidade pretendida. Foi também realizado um estudo de caso, abrangendo um grupo de 20 sujeitos, para ter uma quantidade suficiente de dados para análise.

Os resultados obtidos, embora não totalmente conclusivos, apontam para que o sistema utilizado tenha as características e a qualidade suficientes para ser utilizado em ambiente clínico, como uma plataforma de apoio à reabilitação motora.

Durante a realização do estudo de caso, detetaram-se problemas que, possivelmente, não teriam sido detetados num ambiente controlado como, por exemplo, o laboratório. Contudo, foi possível encontrar soluções para resolver problemas de baixa complexidade, e idealizar soluções para problemas que, durante a investigação, não houve possibilidade de resolver.

A aplicação desenvolvida na segunda fase desta dissertação, permitiu realizar a prova de conceito pretendida. Mostrou-se a possibilidade de utilizar a *Kinect* para implementar um sistema capaz de apoiar e acompanhar um paciente, durante todo o seu processo. Teve-se em consideração os requisitos do sistema, as limitações da plataforma *Kinect* e alguma informação fornecida pelo fisioterapeuta.

Consequentemente, pode ser afirmado que todos os objetivos propostos para esta dissertação foram alcançados.

6.2 Trabalho futuro

Uma investigação, por mais completa que seja, nunca responde a todas as questões e suscita muitas outras só resolúveis por novos estudos. A investigação aqui relatada não foge à regra. Assim sendo, apresentam-se algumas sugestões para futuras investigações que possam contribuir para resolver aspetos que ficaram em aberto:

- proceder a uma análise mais detalhada dos parâmetros de filtragem da *Kinect*;
- realizar um estudo de caso mais pormenorizado, recorrendo a um aparelho de medição fiável, para comparação;
- expansão do sistema para análise de outras articulações do corpo humano;
- implementar um filtro de *Kalman* para estimação da posição das articulações do corpo humano;
- ponderação de utilização a plataforma *Kinect 2.0*. Esta é uma versão melhorada da plataforma *Kinect for Windows*, a ser introduzida no mercado no decorrer do presente ano.

Anexo A

Exercícios para reabilitação do joelho

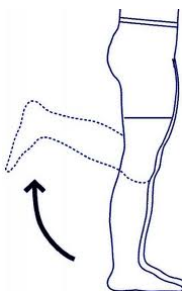
Apresenta-se de seguida os exercícios utilizados no desenvolvimento deste projeto.

A.1 Extensão/flexão do joelho na posição de sentado



Na posição sentada realizar a extensão do joelho até aos 90° e a flexão acima dos 90°. Manter a posição durante 5 a 10 segundos e retornar à posição inicial.

A.2 Flexão/extensão do joelho na posição de pé



Em pé fletir o joelho até à posição de desconforto. Manter a posição flexionada durante 5 a 10 segundos e retornar à posição inicial. Flexão máxima $\approx 90^\circ$

Anexo B

Resultados da filtragem com o SDK da *Kinect*

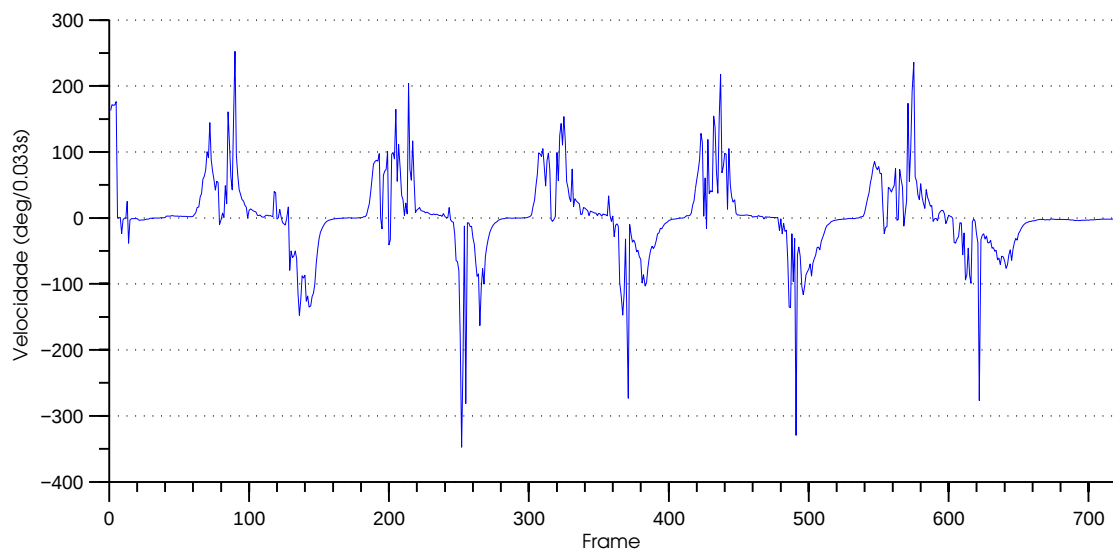


Figura B.1: Resultados após filtro com parâmetros: α - 0.1, β - 0.3, ψ - 1.0, ω - 1.0, ϕ - 1.0

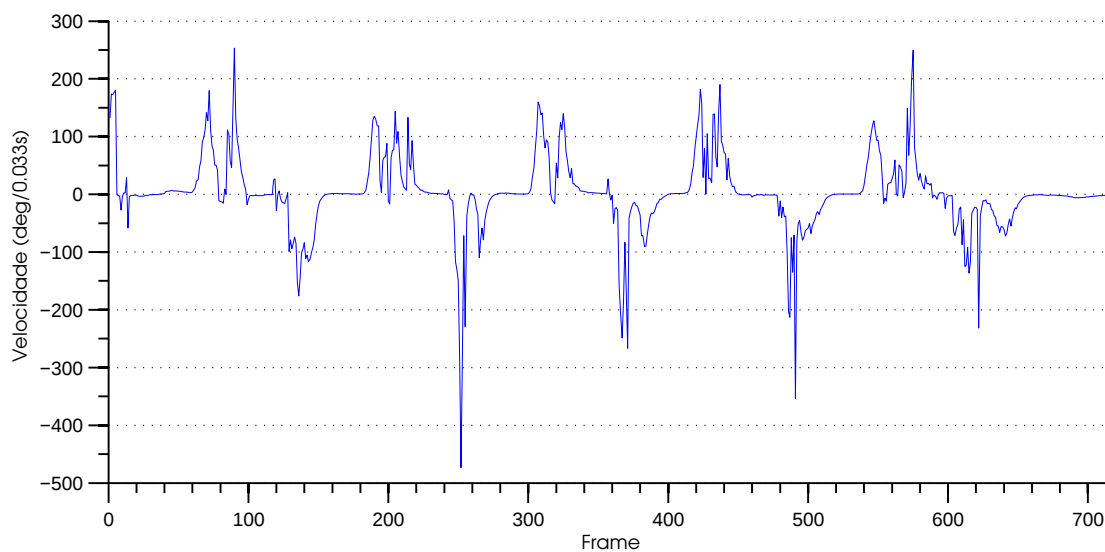


Figura B.2: Resultados após filtro com parâmetros: $\alpha - 0.5$, $\beta - 0.5$, $\psi - 1.0$, $\omega - 0.5$, $\phi - 0.5$

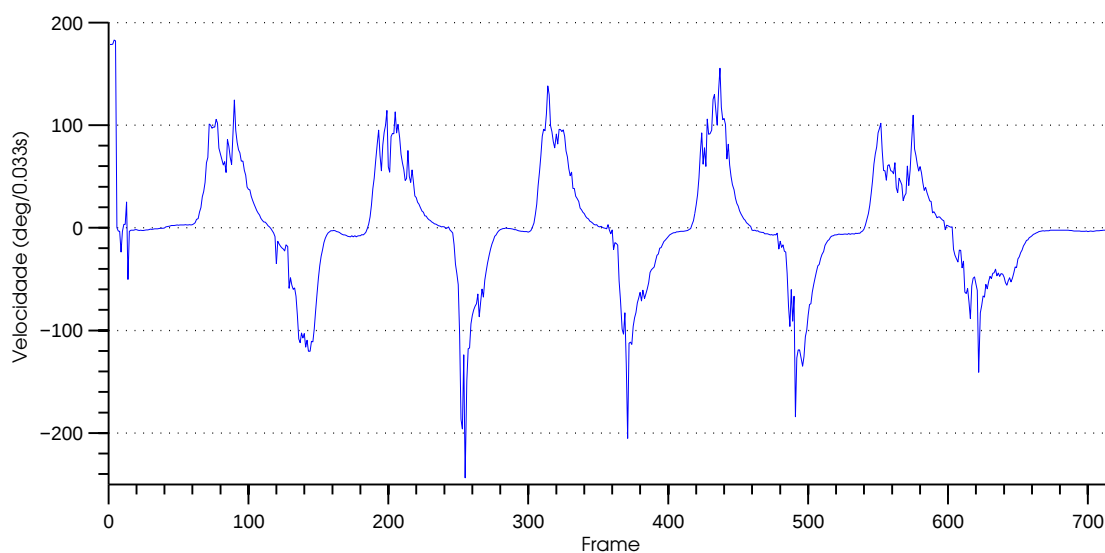


Figura B.3: Resultados após filtro com parâmetros: $\alpha - 0.7$, $\beta - 0.3$, $\psi - 1.0$, $\omega - 1.0$, $\phi - 1.0$

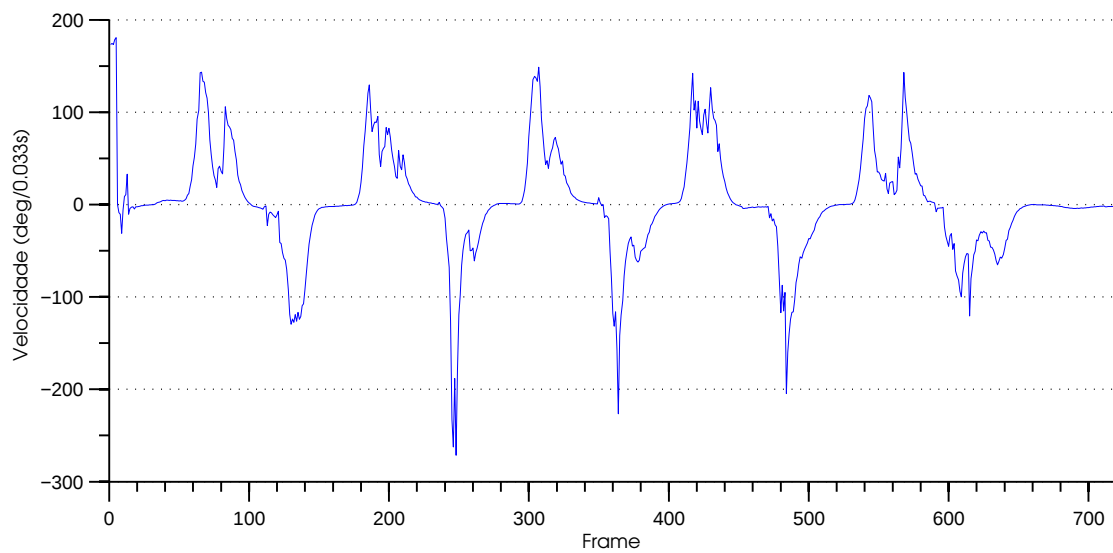


Figura B.4: Resultados após filtro com parâmetros: α - 0.8, β - 0.9, ψ - 0.8, ω - 0.8, ϕ - 0.8

Anexo C

Consentimento informado

Departamento de Engenharia Eletrotécnica e de Computadores
Mestrado Integrado em Engenharia Eletrotécnica e de Computadores
Unidade Curricular de Dissertação
Ano letivo de 2012/2013

Declaração de Consentimento Informado

Título do Estudo: Sistema para fisioterapia baseado na plataforma *Kinect*.

Autor do estudo: Guilherme Campos

Eu, abaixo-assinado, (nome completo),
compreendi a explicação sobre o objetivo do estudo que se pretende realizar, bem como as suas implicações. Tive oportunidade de esclarecer qualquer tipo de dúvidas relativamente aos procedimentos, obtendo uma resposta satisfatória.

Percebi que o método de avaliação de resultados do estudo não traz qualquer risco para a minha saúde. Foi-me garantido o anonimato, não havendo possibilidade de ser identificada qualquer informação pessoal. Tenho o direito de recusar a minha participação no estudo a qualquer momento. Deste modo, consinto participar no estudo.

Data:/...../2013

Assinatura do sujeito:

Assinatura do autor do estudo:

Referências

- [1] J. Nirme, A. Duff, e P.F.M.J. Verschure. Adaptive rehabilitation gaming system: On-line individualization of stroke rehabilitation. páginas 6749 –6752, 30 2011-sept. 3 2011. doi:10.1109/IEMBS.2011.6091665.
- [2] Ouriel Barzilay e Alon Wolf. Adaptive rehabilitation games. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, (0):–, 2012. URL: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641112001642>, doi:10.1016/j.jelekin.2012.09.004.
- [3] Tuen Ching Chan, Fei Chan, Yat Fung Shea, Oi Yee Lin, James Ka Hay Luk, e Felix Hon Wai Chan. Interactive virtual reality wii in geriatric day hospital: A study to assess its feasibility, acceptability and efficacy. *Geriatrics & Gerontology International*, 12(4):714–721, 2012. URL: <http://dx.doi.org/10.1111/j.1447-0594.2012.00848.x>, doi:10.1111/j.1447-0594.2012.00848.x.
- [4] B.R. Kim, M.H. Chun, L.S. Kim, e J.Y. Park. Effect of virtual reality on cognition in stroke patients. *Ann Rehabil Med*, 35(4), 2011. URL: <http://dx.doi.org/10.5535/arm.2011.35.4.450>, doi:10.5535/arm.2011.35.4.450.
- [5] M.F. Levin. Can virtual reality offer enriched environments for rehabilitation? *Expert review of neurotherapeutics*, 11(2), 2011. URL: <http://dx.doi.org/10.1111/j.1447-0594.2012.00848.x>, doi:10.1586/ern.10.201.
- [6] M. Iosa, G. Morone, A. Fusco, M. Bragoni, P. Coiro, M. Multari, V. Venturiero, D. De Angelis, L. Pratesi, e S. Paolucci. Seven capital devices for the future of stroke rehabilitation. *Stroke Res Treat*, 2012, 2012. doi:10.1155/2012/187965.
- [7] Alina Calin, Andrei Cantea, Andrei Dascalu, Cosmin Mihaiu, e Dan Suci. Mira—upper limb rehabilitation system using microsoft kinect.
- [8] Belinda Lange, Chien-Yen Chang, Evan Suma, Bradley Newman, Albert Skip Rizzo, e Mark Bolas. Development and evaluation of low cost game-based balance rehabilitation tool using the microsoft kinect sensor. Em *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE*, páginas 1831–1834. IEEE, 2011.
- [9] Yao-Jen Chang, Shu-Fang Chen, e Jun-Da Huang. A kinect-based system for physical rehabilitation: A pilot study for young adults with motor disabilities. *Research in developmental disabilities*, 32(6):2566–2570, 2011.
- [10] Kathryn LaBelle. *Evaluation of Kinect Joint Tracking for Clinical and In-Home Stroke Rehabilitation Tools*. Tese de doutoramento, Thesis, Indiana, 2011.

- [11] Huiyu Zhou e Huosheng Hu. Human motion tracking for rehabilitation—a survey. *Biomedical Signal Processing and Control*, 3(1):1 – 18, 2008. URL: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1746809407000778>, doi:10.1016/j.bspc.2007.09.001.
- [12] J.E. Boyd e J.J. Little. Global versus structured interpretation of motion: moving light displays. Em *Nonrigid and Articulated Motion Workshop, 1997. Proceedings., IEEE*, páginas 18 –25, jun 1997. doi:10.1109/NAMW.1997.609846.
- [13] P. Henry, M. Krainin, E. Herbst, X. F. Ren, e D. Fox. Rgb-d mapping: Using kinect-style depth cameras for dense 3d modeling of indoor environments. 31(5):647–663, 2012. doi:10.1177/0278364911434148.
- [14] Qualysis - gait analysis and rehabilitation, Fevereiro 2012. URL: <http://www.qualisys.com/applications/biomechanics/gait-analysis-and-rehabilitation/>.
- [15] Vicon motus, Fevereiro 2012. URL: <http://www.vicon.com/products/motus.html#features>.
- [16] Xtion pro live, Fevereiro 2012. URL: http://www.asus.com/Multimedia/Xtion_PRO_LIVE/.
- [17] Depthsense 311, Fevereiro 2012. URL: <http://www.softkinetic.com/en-us/solutions/depthsensecameras.aspx>.
- [18] A. I. Kapandji. *Fisiología articular : esquemas comentados de mecánica humana*. Editorial Médica Panamericana : Maloine, 2004.
- [19] D.J. Magee. *Orthopaedic physical assessment*. Musculoskeletal rehabilitation series. Saunders Elsevier, 2008.
- [20] Paul Grimshaw. *Sport & Exercise Biomechanics*. Taylor & Francis, 2007.
- [21] Susan Jean Hall e Giuseppe Taranto. *Biomecânica básica*. Guanabara Koogan, 2000.
- [22] Carolyn Kisner e Lynn Allen Colby. *Exercícios terapêuticos: fundamentos e técnicas; Therapeutic exercise: foundations and techniques*. Manole, 2009.
- [23] Bruce D Beynnon, Robert J Johnson, Joseph A Abate, Braden C Fleming, e Claude E Nichols. Treatment of anterior cruciate ligament injuries, part i. *The American journal of sports medicine*, 33(10):1579–1602, 2005.
- [24] AH Trees, TE Howe, John Dixon, e L White. Exercise for treating isolated anterior cruciate ligament injuries in adults. *Cochrane Database Syst Rev*, 4, 2005.
- [25] Skeletal joint smoothing white paper, Junho 2013. URL: <http://msdn.microsoft.com/en-us/library/jj131429.aspx>.
- [26] Joint filtering, Junho 2013. URL: <http://msdn.microsoft.com/en-us/library/jj131024.aspx>.
- [27] J. M. Bland e D. G. Altman. Measuring agreement in method comparison studies. *Stat Methods Med Res*, 8(2):135–160, Junho 1999.