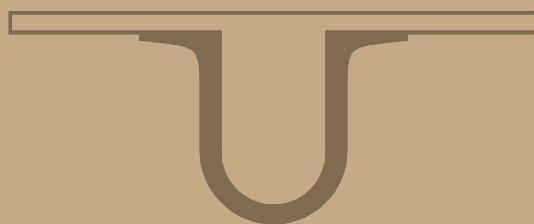




UNIVERSIDADE D
COIMBRA



José Miguel Bernardes Lourenço

JOGOS SÉRIOS PARA REABILITAÇÃO MOTORA COM REALIDADE VIRTUAL

Dissertação no âmbito do Mestrado Integrado em Engenharia Eletrotécnica e Computadores, especialização em computadores, orientada pelo Professor Doutor Paulo Jorge Carvalho Menezes e apresentada ao Departamento de Engenharia Eletrotécnica e Computadores, Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra.

Dezembro de 2018



FCTUC FACULDADE DE CIÊNCIAS
E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

Jogos Sérios para Reabilitação Motora com Realidade Virtual

José Miguel Bernardes Lourenço

Dezembro 2018



Jogos Sérios para Reabilitação Motora com Realidade Virtual

Orientador:

Professor Doutor Paulo Jorge Carvalho Menezes

Júri:

Professor Doutor António Paulo Mendes Breda Dias Coimbra

Professor Doutor Fernando Manuel dos Santos Perdigão

Professor Doutor Paulo Jorge Carvalho Menezes

Dissertação submetida para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Electrotécnica e de Computadores. no ramo de especialização de Computadores, apresentada ao Departamento de Engenharia Electrotécnica e de Computadores da Faculdade de Ciências e Tecnocologia da Universidade de Coimbra.

Dezembro 2018

Agradecimentos

Sem a ajuda de certas pessoas esta dissertação não teria sido possível. Quero começar por agradecer ao meu orientador, Professor Doutor Paulo Menezes pelo seu apoio a nível científico e mesmo moral durante todo este percurso. Quero agradecer à Doutora Joana Rosado, fisioterapeuta da Cáritas Diocesana de Coimbra pela sua disponibilidade para esclarecer alguns princípios válidos para a execução deste trabalho.

Quero agradecer a todos os meus colegas do laboratório, tanto pela ajuda que me deram como pela companhia nestes últimos meses.

Quero agradecer a todos os meus amigos, em especial aos LEDZener, por todos estes anos de vida académica tornando-os inesquecíveis.

Quero agradecer à minha namorada, Camila, por todo o apoio, paciência e compreensão que teve durante o meu percurso académico.

Em último, mas em primeiro, quero agradecer a toda a minha família, pais, irmã e avós por terem estado sempre presentes, fazendo de mim o que sou hoje.

José Miguel Bernardes Lourenço

Abstract

Post-stroke motor rehabilitation should begin as soon as possible, as the patient's condition is stabilized. As rehabilitation should be intensive and repetitive, this can lead to some problems, such as lack of motivation and willingness on the part of patients during the performance of therapeutic exercises. The present work was elaborated in the scope of the Dissertation of Integrated Masters Degree in Electrotechnical Engineering and of Computers, taught in the Department of Electrical and Computer Engineering of the Faculty of Sciences and Technology of the University of Coimbra, aiming at the creation of a useful tool in virtual reality, exploring the concept of serious game, for the aid to the traditional motor rehabilitation. The objective is to motivate and encourage the patient to perform therapeutic exercises, through a playful activity that will cause him pleasure during there is execution. As people have different needs, the game can be customized by a physiotherapist to suit according to the skills and needs of the patient who wants to play it. The game developed was put to the appreciation of a specialist in physiotherapy, in order to prove the validity and usability of it. It was thought and developed in order to stimulate only movements of patients shoulders and arms. Seen this, and after a brief discussion it was suggested the use of an orthosis, which will be placed in the patients arms, thus being able to dissociate the movement only for the arms and shoulders and lead to a elbow stabilization. The feedback obtained was very positive, verifying as valid the game proposed during this dissertation.

Resumo

A reabilitação motora pós-AVC deve começar o mais cedo possível, assim que a condição do paciente esteja estabilizada. Como a reabilitação deve ser intensiva e repetitiva, isso pode levar a alguns problemas, como a falta de motivação e vontade por parte dos pacientes durante a realização dos exercícios terapêuticos. O presente trabalho, foi elaborado no âmbito da Dissertação de Mestrado Integrado em Engenharia Eletrotécnica e de Computadores, lecionada no Departamento de Engenharia Eletrotécnica e de Computadores da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra tendo como objetivo a criação de uma ferramenta útil em realidade virtual, explorando o conceito de jogo sério, para o auxílio à reabilitação motora tradicional. O objetivo é motivar e encorajar o paciente a realizar exercícios terapêuticos, através de uma atividade lúdica que lhe provoque prazer durante a sua execução. Como as pessoas tem diferentes necessidades, o jogo pode ser personalizado por um fisioterapeuta para se adequar de acordo com as habilidades e necessidades do paciente que o pretende jogar. O jogo desenvolvido foi colocado à apreciação de uma especialista em fisioterapia, de forma a provar a validade e a usabilidade do mesmo. Foi pensado e desenvolvido no sentido de estimular apenas movimentos dos ombros e dos braços dos pacientes. Visto isso, e após uma breve discussão foi sugerido a utilização de uma ortótese, que será colocada nos braços dos pacientes, podendo assim dissociar o movimento apenas para os braços e ombros e levar a uma estabilização do cotovelo. O feedback obtido foi bastante positivo, verificando-se como válido o jogo proposto durante esta dissertação.

*“Quanto mais aumenta o nosso conhecimento, mais evidente fica a
nossa ignorância”*

— John F. Kennedy

Conteúdo

Agradecimentos	ii
Abstract	iii
Resumo	iv
Lista de Acrónimos	x
Lista de Figuras	xi
Lista de Tabelas	xiii
1 Introdução	1
1.1 Jogos Sérios	1
1.1.1 Jogos Sérios em Reabilitação Motora	2
1.2 Realidade Virtual e seu uso em Jogos Sérios	2
1.2.1 Realidade Virtual para Reabilitação Motora	3
1.3 Auto-representação usando Modelos Virtuais	4
1.4 Métodos comuns de animação de modelos 3D	6
1.4.1 Keyframing	6
1.4.2 Captura de Movimento	7
1.5 Técnicas de Captura de Movimento	8
1.5.1 Óticos	8
1.5.2 Magnéticos	9
2 Animação do Esqueleto e Rastreador de Movimentos	10
2.1 Animação do Esqueleto	10
2.1.1 Ângulos de Euler	11
2.1.2 Quaterniões	12

2.2	Cadeia de Transformações	13
2.3	Polhemus Liberty	17
2.3.1	Fonte Magnética	18
2.3.2	Sensores	18
2.4	Protocolo de Comunicação com o Polhemus Liberty	19
2.5	Calibração dos Sensores	24
2.5.1	Orientação base	25
2.5.2	Movimentos de Calibração	26
2.5.3	Eixos de Rotação	28
2.6	Atribuição das transformações	28
3	Desenvolvimento de um Jogo Sério	30
3.1	Jogo Sério para uso em pacientes Pós-AVC	30
3.1.1	Hemiplegia	31
3.1.2	Reabilitação Motora em Hemiplegia	31
3.1.3	Coordenação Visual-Motora	33
3.2	Jogo Proposto	34
3.2.1	Campo de Visão	35
3.2.2	Tempo de Reação	35
3.2.3	Abordagens Terapêuticas	37
3.2.4	Níveis de Dificuldade	37
3.3	Implementação do Jogo	41
3.3.1	Câmera Virtual	42
3.3.2	Controlo dos Movimentos	44
3.3.3	Objetos	47
3.3.4	Deteção dos Objetos	48
4	Análise de Resultados	49
5	Conclusão e Trabalho Futuro	54
6	Anexos	56
	Bibliografia	58

Lista de Acrónimos

AVC	Acidente Vascular Cerebral
TMIR	Terapia Motora Induzida pela Restrição
RV	Realidade Virtual
RA	Realidade Aumentada
HMD	Head-Mounted Display

Lista de Figuras

1.1	Exemplo de Avatares	5
1.2	Esqueleto do avatar	5
1.3	Animação de um modelo de computador por keyframing	7
2.1	Juntas usadas no modelo	14
2.2	[U]-Mundo; [1]-Peito; [2]-Braço direito; [3]-Antebraço direito [4]-Mão direita .	15
2.3	Fonte magnética do Polhemus Liberty	18
2.4	Sensor do Polhemus Liberty	19
2.5	Referencial(X,Y,Z) - Fonte Magnética; Referencial(x,y,z) - Sensores	19
2.6	Protocolo de Comunicação: (1) - Pedido de Conexão; (2) - Polhemus Liberty responde (Conexão estabelecida); (3) - Indicação da lista de variáveis pretendidas para cada sensor;	20
2.7	Protocolo de Comunicação: (4) - Envio de comando de pedido de dados; (5) - Envio de dados;	22
2.8	Matriz de Transformação ${}^U T_1$	23
2.9	Posição Base do Modelo Virtual	25
2.10	Referencial do peito no modelo virtual	26
3.1	Limite: Posição inicial do objeto	39
3.2	Relação entre: Jogador/Paciente - Jogo - Saúde	40
3.3	Oculus RIFT DK2 "head mounted display"(HMD).	41
3.4	Posição do Avatar no referencial mundo (M)	41
3.5	Posição da Camera Virtual	42
3.6	Interpolação Linear	46
3.7	Razer Hydra Estação Base	46
3.8	Controlador Razer Hydra	47
4.1	Cenário do Início do Jogo	49

4.2	Incorporação	50
4.3	Esfera verde a vir em direção ao modelo virtual	50
4.4	Esfera vermelha a vir em direção ao modelo virtual	51
4.5	Resultados do Questionário da Escala de Usabilidade do Sistema	52
6.1	SUS - Escala de Usabilidade do Sistema	57

Lista de Tabelas

2.1	Identificação das Juntas	15
2.2	Dados de Saída do Polhemus Liberty	21
2.3	Dados recolhidos: Posição e Ângulos de Euler	22
2.4	Dados recolhidos: Posição e Quaterniões	23
2.5	Matriz de Transformação para cada sensor	24

Capítulo 1

Introdução

1.1 Jogos Sérios

O objetivo central desta dissertação é a criação de jogos sérios para reabilitação motora. Para tal efeito é importante analisar quais as características importantes dos jogos sérios atuais, e qual tem sido o impacto e contributo social para o seu grande desenvolvimento nas últimas décadas.

Os jogos sérios são ferramentas que usam jogos para fins de aprendizagem, dando a esses jogos um propósito extra para além do entretenimento a eles associado [1]. Educadores, defensores da sua utilização na área da saúde e CEOs de organizações sem fins lucrativos, estão a juntar-se a designers de jogos e a anunciar o seu apoio aos jogos sérios como um meio para educar o público. Na verdade, um jogo comercial que enriquece o conhecimento de um jogador, sobre qualquer conteúdo valioso pode sem dúvida ser sério e desejável para um determinado efeito pretendido, podendo ser mais eficaz que outras tecnologias educacionais e pedagogia tradicional [2].

O conceito de utilizar jogos com propósitos educativos teve origem ainda antes da revolução tecnológica e do uso comum de computadores. O primeiro jogo sério foi o *Army Battlezone*, um projeto desenvolvido pela empresa Atari nos anos 80 [3]. Este jogo foi concebido para treinar militares em situações de batalha.

Este modelo de jogos tem estado em crescimento e são concebidos para uma maior variedade de áreas, nomeadamente, educação, saúde, publicidade e treino militar [4]. Nos últimos anos vão sendo objeto de muitas pesquisas, impulsionadas pelos avanços no desenvolvimento de jogos e no hardware de computação gráfica, por sua vez, impulsionado pelo sucesso dos videojogos. Um exemplo disso pode ser visto pela popularidade ganha pelo sistema Wii da

Nintendo e pela Xbox, que têm sido usado em família, pessoas mais idosas e não apenas pelos jogadores ditos mais tradicionais, contribuindo para uma experiência de aprendizagem auto guiada, agradável e, portanto, profundamente sustentada.

1.1.1 Jogos Sérios em Reabilitação Motora

O uso de jogos sérios em reabilitação motora tem crescido tanto com a utilização de videojogos comerciais já existentes, como com o uso de jogos projetados e adaptados para uma patologia/grupo de pacientes em particular [5]. Esse auxílio tem sido dado fundamentalmente a nível da motivação, sendo dada ênfase a essas limitações durante a aprendizagem, objetivos de aprendizagem e contextos competitivos [6]. O prazer que é obtido através da realização de um jogo, é impulsionado por um conjunto de três causas que têm como principal objetivo, provocar respostas cognitivas e afetivas no paciente/jogador: (1) prazer sensorial, (2) emoção, (3) controlo/auto eficácia [7]. Se o jogo provocar estas respostas nos pacientes é conseguido o objetivo de os motivar e envolver os pacientes com os exercícios, deixando a reabilitação motora de ser apenas um conjunto de exercícios, para passar a ser um conjunto de jogos onde os pacientes se conseguem divertir e se sentem estimulados enquanto os realizam [4].

Ard Jacobs projetou um jogo sério chamado *CONTRAST* [8] que se focou no treino na mão e no braço de pacientes que se encontravam a realizar reabilitação motora. Eles pediram a pacientes para jogar o jogo durante uma hora por dia a fim de avaliar a motivação e a evolução no tratamento. Após uma semana a jogarem o jogo verificaram-se avanços no tratamento, e ambos os pacientes acharam o jogo envolvente e encorajador. Através destas análises foi concluído que um jogo sério que consiga motivar os pacientes durante a sua realização tem efeitos positivos na reabilitação motora.

1.2 Realidade Virtual e seu uso em Jogos Sérios

Tanto a realidade virtual (RV) como a realidade aumentada (RA), têm-se mostrado como um bom auxílio na reabilitação motora explorando o conceito de jogos sérios. Embora os jogos sérios possam ser realizados em diferentes cenários, houve um particular interesse na sua criação em realidade virtual. Como tal será necessário uma referência à sua evolução nestes últimos anos, acompanhada sempre de perto por uma evolução das restantes áreas tecnológicas.

O campo relativo à RV cresceu imenso, permitindo uma nova maneira de treinar movimentos. O treino tradicional não requer apenas componente teórica, mas também uma componente prática. Na maioria dos casos permitir que as pessoas pratiquem em ambiente real, pode ser perigoso (por exemplo, alguém que no seu dia-a-dia tenha de lidar com materiais perigosos). Ambientes virtuais, reconstruindo as condições do mundo real, têm a capacidade de fornecer um ambiente seguro e com pouco custo (após o investimento inicial no sistema). Aplicações práticas para o uso desta tecnologia abrange muitas áreas desde treino para a aviação, aplicações militares, treino industrial para operação de máquinas, medicina, onde os cirurgiões podem ser treinados usando sistemas RV [9]. Há aproximadamente cinquenta anos que I. Sutherland apresentou a sua visão do *The Ultimate Display* [10]. Ele imaginou um sistema que não estimulasse apenas a visão, mas também fornecesse uma imersão em todos os outros sentidos. Mas somente em 1989 J.Lanier combinou todos os diferentes conceitos e realmente lhe deu o termo Realidade Virtual (RV). Isso deu origem a uma onda de interesse da comunidade académica em geral, com tentativas de desenvolver a tecnologia e desenvolver novos algoritmos para cumprir a visão de Sutherland.

Infelizmente, a euforia inicial desapareceu após alguns anos embora o potencial da tecnologia tenha sido bastante reconhecido. Foi apenas em 2012 com um projeto do *Kickstarter* chamado *Oculus Rift*, que mais uma vez o interesse na tecnologia de RV foi recuperado. Os *Oculus Rift* ofereceram um *Head-Mounted Display (HMD)* acessível e de alta qualidade para o público e foi o incentivo necessário para a segunda onda de interesses de uso de RV.

1.2.1 Realidade Virtual para Reabilitação Motora

Um dos campos mais recentes a beneficiar com os avanços da tecnologia é da reabilitação médica. No espaço de poucos anos a literatura avançou de artigos que descreviam apenas os benefícios potenciais do uso dessa tecnologia para a reabilitação motora, para artigos que descrevem o desenvolvimento de sistemas reais com testes de protótipos e resultados clínicos com pacientes que usaram alguns desses sistemas [9].

A RV fornece um meio único e adequado para a realização eficaz de reabilitação motora, especificamente porque essa terapia pode ser fornecida dentro de um contexto funcional propositado e motivador, apresentando oportunidades para os pacientes poderem participar em experiências que são envolventes e recompensadoras, sendo de extrema importância que os pacientes entrem no domínio do exercício voluntariamente. Para além do valor da experiência e da reabilitação para os pacientes, os terapeutas também beneficiam na capacidade de

classificar e documentar prontamente a intervenção dos pacientes. Assim, torna-se possível documentar prontamente a intervenção terapêutica, usando vários sistemas de análise que são fornecidos pelos jogos sérios criado em RV dando assim um feedback extra aos terapeutas [11].

Uma grande variedade de dispositivos de hardware e de software são usados para produzir ambientes simulados, interativos e com diferentes graus de complexidade. Considerando que no mundo real o conhecimento é adquirido através dos nossos sentidos: visão, audição, tato e cheiro, temos nesses mesmos sentidos a obtenção de informação sobre o mundo virtual com o uso de interfaces visuais, incluindo monitores de mesa, bem como óculos colocados na cabeça, *óculos RIFT* e dispositivos de rastreamento em tempo real [12, 13, 14]. Com a criação de ambientes virtuais é permitido aos pacientes interagir com imagens, modelos virtuais humanos chamados de avatares, onde a manipulação de objetos e os movimentos do corpo através do espaço virtual, fornece estruturas que em diferentes graus são percebidas e completamente comparáveis a movimentos e situações no mundo real. Os modelos virtuais são os "habitantes" deste mundo virtual e devem ser equipados com várias propriedades de forma a serem sensíveis ao estado do paciente [15].

Minhua Ma e Kamal Bechkoum criaram uma série de jogos sérios em ambientes virtuais, adaptáveis para incentivar os pacientes a realizar exercícios [16]. Esses jogos foram focados na velocidade, amplitude de movimentos, destreza e aumento da resistência física. A construção desses sistemas permite também que o desempenho durante a realização desses jogos possa ser registrado e analisado ao longo do tempo [17]. *Burke et al.* [18] identificaram dois princípios que devem ser considerados durante a realização deste gênero de jogos em RV, o jogo em si (que resulta das relações entre ações do utilizador em relação ao resultado do sistema) e o desafio (o jogo deve começar com um nível baixo e acessível e aumentar gradualmente conforme o utilizador vá melhorando as suas habilidades). Ambos concluíram que se o jogo for pensado e criado sobre estes princípios os jogos podem ser altamente envolventes e até viciantes.

1.3 Auto-representação usando Modelos Virtuais

Os modelos virtuais humanos usados como ferramenta de representação de movimentos em ambientes virtuais neste trabalho, chamados de avatares, são modelos básicos que foram obtidos através do site Mixamo [19].

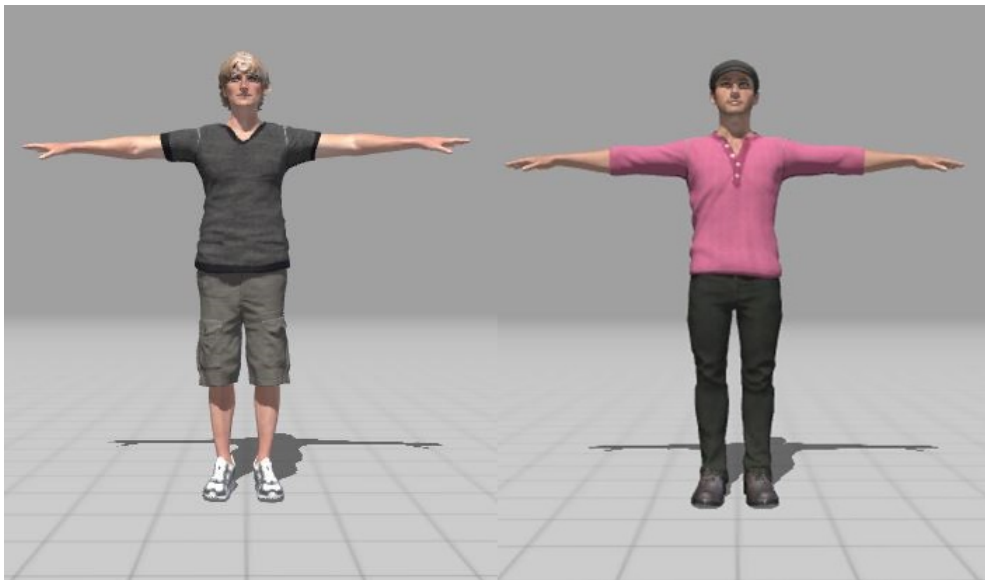


Figura 1.1: Exemplo de Avatares

Cada avatar tem três componentes principais:

- Um esqueleto que é uma coleção de ossos conectados por juntas controláveis.
- Uma malha poligonal cuja forma é obtida pela influência dos ossos.
- Uma textura que cria a aparência do avatar.

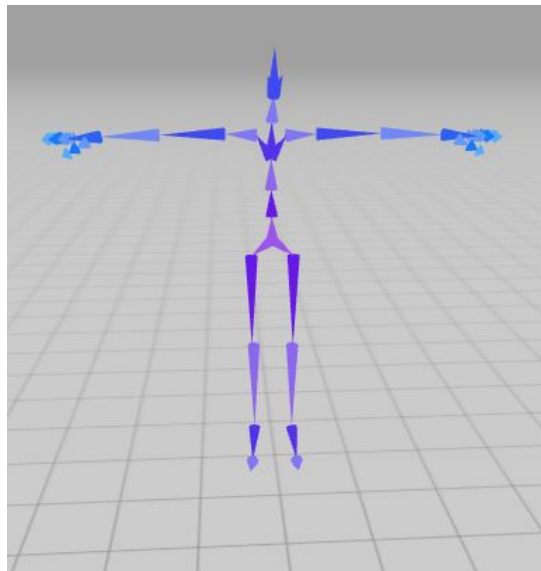


Figura 1.2: Esqueleto do avatar

Os avatares por si só são apenas objetos estáticos. Eles necessitam de sequências de poses para ser animados e representarem movimentos. Sendo construídos sobre um esqueleto, uma animação apenas é uma sequência de configurações de forma conjunta que evoluem ao longo

do tempo. Cada uma das configurações define uma pose específica para cada um dos ossos, que por sua vez modifica a posição dos vértices da malha poligonal sob a sua influência.

1.4 Métodos comuns de animação de modelos 3D

Podemos considerar dois métodos mais utilizados para criar animações de computador:

- Keyframing
- Captura de movimentos

O trabalho desenvolvido nesta dissertação centra-se especialmente no uso de dados obtidos através de captura de movimento, mas para conseguir integrar o trabalho num contexto mais geral foi necessária a realização de uma breve pesquisa dos vários métodos de animação que são usados, analisando quais as vantagens e desvantagens dos mesmos.

1.4.1 Keyframing

Ao ser dada vida a um avatar são carregadas animações para o mesmo, que são definidas através de *frames*. Cada um dos frames é representado por uma matriz de transformação, que contém informação relativa à orientação e à posição de cada uma das juntas do modelo. Um frame é descrito como um estado particular de uma animação representado através de um instante de tempo, t .

A forma mais simples de animar um avatar é através de keyframing baseado assim na noção de que todas as juntas envolvidas têm uma condição inicial e estão a mudar ao longo do tempo em posição e orientação. Considerando um sistema definido através de keyframes, não é obrigatório descrever cada um dos frames da animação individualmente. Em vez disso é definido um conjunto de keyframes, onde os frames intermédios são calculados com base na informação dos keyframes geralmente através de interpolação. Permite-se assim que curvas do movimento que são fornecidas ao avatar possam ser o mais natural e suave possível. As informações guardadas num keyframe podem variar desde uma descrição total de uma cena, até um único parâmetro frame.

A complexidade da criação de uma animação para um avatar depende sempre muito da constituição do mesmo. Depende, essencialmente do número de juntas que são consideradas para representar um dado movimento. Os avatar tipo têm sempre mais de 50 graus de liberdade onde para cada uma das juntas do corpo, são considerados sempre 3 graus de

liberdade. Além disso devemos incluir também os 6 graus de liberdade das translações e rotações, levando assim a um aumento do número dos graus de liberdade. Se for um avatar com uma realidade mais aproximada à dos humanos, ou seja, com mais detalhe contando assim com juntas nas articulações das mãos e mais do que uma junta na coluna a sua complexidade é maior.

Calcular frames que representem translações pode ser realizado através de interpolação linear. No que diz respeito às rotações em 3D poder-se-á considerar mais complicado. Se as matrizes de rotação forem calculadas através dos ângulos de Euler, a interpolação torna-se mais complicada porque cada eixo é interpolado de forma independente nem sempre conseguindo interpolar os dados de uma forma simples. A solução encontrada é o uso de quaterniões para descrever as rotações.

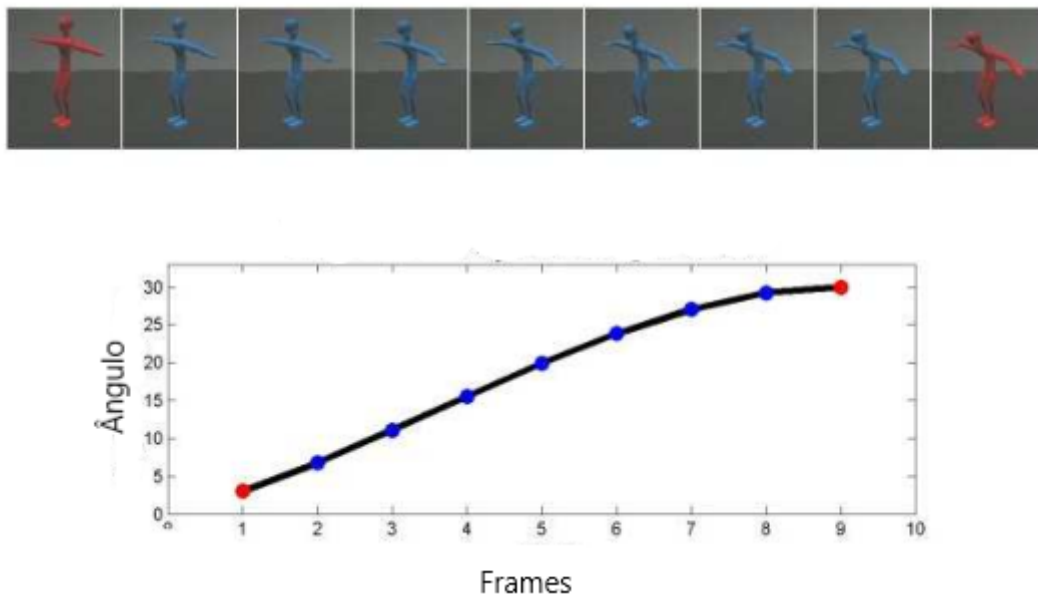


Figura 1.3: Animação de um modelo de computador por keyframing

1.4.2 Captura de Movimento

Outra técnica à disposição para poder animar avatares é a captura de dados de movimentos reais. De uma forma geral o termo captura de movimento refere-se a um método de obtenção de dados para a descrição de movimentos realizados por humanos ou outro tipo de objeto. É útil para a locomoção de um personagem gerado em computador. Esses dados obtidos vão tomar a forma de ângulos, que serão usados nas articulações do modelo que vai ser animado. Originalmente esta técnica era pouco usada devido às limitações dos equipamentos existentes para esse efeito, bem como do seu elevado custo. No entanto nos últimos anos a

tecnologia evoluiu e a captura de dados em tempo real ficou mais disponível e interessante de poder ser usada. Como resultado, o interesse em animar avatares com recurso a técnicas de captura de movimento aumentou bastante nos últimos anos.

Com a captura de movimentos, há a possibilidade de obter dados com um nível muito elevado de detalhe e uma aparência mais natural do gesto ou tarefa que se pretende reproduzir.

1.5 Técnicas de Captura de Movimento

A forma como os dados são recolhidos pode assumir diferentes configurações, dependendo do método usado para a captura do movimento. Atualmente os dois tipos de métodos mais comuns e usados para obter dados de captura de movimento são óticos e magnéticos [20].

1.5.1 Óticos

Num sistema ótico, marcadores refletores são fixados ao objeto ou a um corpo sobre o qual se pretende reproduzir movimentos. Um sistema de câmaras (o número varia muito de acordo com o sistema a usar e com o espaço da sua realização) envolve o espaço onde o objeto se move. Cada câmara recebe um feixe de luz infravermelha, que é refletida de volta nos marcadores. As posições dos marcadores são registadas como frames 2D. Segue-se assim um processamento dos dados recolhidos onde tipicamente esses dados são aplicados a um sistema cinemático inverso para poder animar um esqueleto.

No caso da representação de movimentos realizados por uma pessoa, os mesmos são realizados de forma desimpedida quando comparado com outros métodos. Para além das vantagens referidas na realização de movimentos desimpedidos e naturais, as taxas de recolha de dados são geralmente muito elevadas com o uso de sistemas óticos.

Por outro lado existem algumas desvantagens com o uso destes sistemas. Uma das desvantagens é causada principalmente pelo pós-processamento intensivo necessário depois da recolha de dados. Geralmente os dados não podem ser coletados em tempo real, o que leva a várias horas ou dias para que o resultado final possa ser visualizado. Outra das desvantagens é a possibilidade de existirem marcadores que podem não ser visíveis durante a realização de alguns movimentos. Geralmente a configuração das câmaras é sempre projetada de forma a minimizar esse problema, para que em qualquer movimento, as hipóteses de um marcador poder ser visto por qualquer uma das câmaras sejam elevadas. No entanto, na

prática ainda há muitos momentos em que os marcadores não são visíveis por exemplo, se o alvo da recolha de dados realizar um movimento em que se incline para a frente, faz com que alguns marcadores possam ser escondidos pelo seu corpo e assim as câmaras não os conseguem detetar.

1.5.2 Magnéticos

Num sistema de captura magnético, o sistema é configurado para o uso de sensores que detetam a localização em orientação e em posição de cada membro com base no campo magnético. Este tipo de método permite também a recolha de dados em tempo real, evitando assim os problemas de omissão verificados nos sistemas de deteção óticos. A posição e a orientação é dada pelo fluxo magnético relativo de três bobinas ortogonais num transmissor e em cada recetor. A intensidade relativa entre a tensão ou corrente das três bobinas permite aos sistemas o cálculo da posição e da orientação.

A principal desvantagem do uso destes métodos é a sensibilidade que têm em relação ao local onde são executados. Objetos metálicos não devem estar nas proximidades dos sensores e do transmissor, e geralmente um campo de recolha de dados com qualidade só é criado em espaços pequenos e isolados.

Na maioria dos casos os fios passam dos sensores para uma interface externa, pois todos os fios se conectam a uma unidade base. Em modelos mais sofisticados e recentes o sistema já é "sem fios". O sistema "sem fios" permite uma liberdade de movimentos muito superior mas mesmo assim, ainda pode sobrecarregar o movimento da pessoa, muito mais que num sistema ótico no qual os únicos objetos conectados são os pequenos refletores que não causam tanto transtorno na execução de movimentos mais complexos.

Capítulo 2

Animação do Esqueleto e Rastreador de Movimentos

2.1 Animação do Esqueleto

Com os dados obtidos através de uma unidade de rastreamento de movimentos são construídas sequências de poses que servirão de base na representação das animações nos avatares usados neste trabalho sendo os mesmos referenciados no ponto 1.3. A cada instante a que a recolha de dados é realizada são calculadas novas matrizes de transformação. As matrizes de transformação permitem que transformações lineares arbitrárias sejam representadas em um formato consistente e adequado à computação [21].

Para cada pose representativa de um movimento, será associada uma matriz de transformação \mathbf{T} , representada em 2.1. Essas matrizes de transformação representam as sequências de poses que serão carregadas para o avatar com a finalidade de replicar os movimentos realizados por pessoas, gestos ou tarefas que se pretendem reproduzir.

$$\mathbf{T} = \begin{bmatrix} r_{1,1} & r_{1,2} & r_{1,3} & t_x \\ r_{2,1} & r_{2,2} & r_{2,3} & t_y \\ r_{3,1} & r_{3,2} & r_{3,3} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.1)$$

Para construir as matrizes de transformação que são responsáveis por representar esses movimentos no avatar, foram usados dois tipos de dados provenientes de uma unidade de rastreamento:

- Ângulos de Euler.
- Quaterniões.

2.1.1 Ângulos de Euler

Os ângulos de Euler são um método usado para a descrição da orientação de um corpo num espaço tridimensional.

O primeiro ângulo de Euler, chamado de θ , consiste numa rotação dos eixos x , y em torno do eixo z . A transformação de coordenadas para essa primeira rotação é descrita matricialmente como:

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = R_\theta \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \quad (2.2)$$

Onde:

$$R_\theta = \begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta & 0 \\ -\sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.3)$$

O segundo ângulo de Euler é chamado de ψ , e consiste numa rotação sobre os eixos x' e z' em torno do eixo y' de um ângulo ψ . As novas coordenadas depois dessa segunda rotação de Euler são dadas por:

$$\begin{bmatrix} x'' \\ y'' \\ z'' \end{bmatrix} = R_\psi \begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} \quad (2.4)$$

Onde:

$$R_\psi = \begin{bmatrix} \cos \psi & 0 & -\sin \psi \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \psi & 0 & \cos \psi \end{bmatrix} \quad (2.5)$$

Finalmente, o terceiro ângulo de Euler chamado de ϕ , consiste numa rotação dos eixos y'' e z'' em torno do eixo x'' , de um ângulo de ϕ .

$$\begin{bmatrix} x''' \\ y''' \\ z''' \end{bmatrix} = R_\phi \begin{bmatrix} x'' \\ y'' \\ z'' \end{bmatrix} \quad (2.6)$$

Onde:

$$R_\phi = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \phi & \sin \phi \\ 0 & -\sin \phi & \cos \phi \end{bmatrix} \quad (2.7)$$

Obtemos a matriz de rotação global R:

$$R = R_\theta * R_\psi * R_\phi = \begin{bmatrix} \cos \theta \cos \phi - \sin \theta \cos \psi \sin \phi & \cos \theta \sin \phi + \sin \theta \cos \psi \cos \phi & \sin \theta \sin \psi \\ -\sin \theta \cos \phi - \cos \theta \cos \psi \sin \phi & -\sin \theta \sin \phi + \cos \theta \cos \psi \cos \phi & \cos \theta \sin \psi \\ \sin \psi \sin \phi & -\sin \psi \cos \phi & \cos \psi \end{bmatrix} \quad (2.8)$$

2.1.2 Quaterniões

Os quaterniões são uma extensão \mathbb{H} do conjunto dos números complexos \mathbb{C} , sendo formados pelos números na seguinte forma:

$$q = qw + qxi + qyj + qzk \quad (2.9)$$

Onde $qw, qx, qy, qz \in \mathbb{R}$ e i, j e k , são unidades imaginárias ($i^2 = j^2 = k^2 = -1$) [22]. De forma similar aos números complexos, cada quaternião é constituído pela componente real(escalar) e pela componente imaginária(vetorial), sendo a parte real qw e a parte imaginária $qxi + qyj + qzk$. Aos números qw, qx, qy e qz denominamos coeficientes do quaternião.

O objetivo do uso dos quaterniões para este trabalho foi a possibilidade de serem usados para representar rotações trazendo algumas vantagens em relação aos ângulos de Euler. Apesar de os ângulos de Euler serem mais compreensíveis para a maioria das pessoas, pela sua capacidade de decompor rotações em graus de liberdade individuais, apresentam desvantagens como o "*gimbal lock*". Considerando um referencial em três dimensões com os três eixos perpendiculares entre si, o efeito "*gimbal lock*" acontece quando se dá rotação de

90° sobre um dos seus eixos levando assim a que dois eixos fiquem sobrepostos. O resultado é que ficamos assim com menos um grau de liberdade. O uso de quaterniões permite que não se verifique esse efeito e que a partir de qualquer rotação ou posição possa ser aplicada qualquer outra rotação sem restrições [23].

Outra das principais diferenças entre o uso de quaterniões em detrimento do uso dos ângulos de Euler para a descrição de rotações, é a maior facilidade computacional no cálculo das matrizes que descrevem essas mesmas rotações. No caso dos ângulos de Euler é necessário fazer uma decomposição para obter as rotações em cada um dos eixos x, y e z como demonstrado na equação (2.8). Com o uso de quaterniões esta operação fica mais simples.

A matriz de rotação R que é calculada através do uso de quaterniões é calculada de forma simples e direta partindo dos valores dos coeficientes dos quaterniões [24].

$$R = \begin{bmatrix} qw^2 + qx^2 - qy^2 - qz^2 & 2 * qx * qy - 2 * qz * qw & 2 * qx * qz + 2 * qy * qw \\ 2 * qx * qy + 2 * qz * qw & 1 - 2 * qx^2 - 2 * qz^2 & 2 * qy * qz - 2 * qx * qw \\ 2 * qx * qz - 2 * qy * qw & 2 * qy * qz + 2 * qx * qw & qw^2 - qx^2 - qy^2 + qz^2 \end{bmatrix} \quad (2.10)$$

2.2 Cadeia de Transformações

O cenário escolhido consistiu na representação de movimentos nos membros superiores do avatar, movimentos esses que serão realizados por uma pessoa. Para representar esses movimentos houve apenas interesse na animação das juntas superiores do avatar.



Figura 2.1: Juntas usadas no modelo

As sete juntas escolhidas no avatar foram o peito, o braço esquerdo e direito, o antebraço esquerdo e direito e a mão esquerda e direita, como demonstra a figura 2.1.

Identificação	Junta (Referencial)
U	Mundo (Mundo Virtual)
1	Peito
2	Braço direito
3	Antebraço direito
4	Mão direita
5	Braço esquerdo
6	Antebraço esquerdo
7	Mão esquerda

Tabela 2.1: Identificação das Juntas

Depois de calculadas todas as matrizes de transformação para cada uma das juntas descritas no referencial mundo, é necessário o cálculo de uma cadeia de transformações de matrizes que permite a representação de movimentos no peito e nos dois braços do modelo virtual.

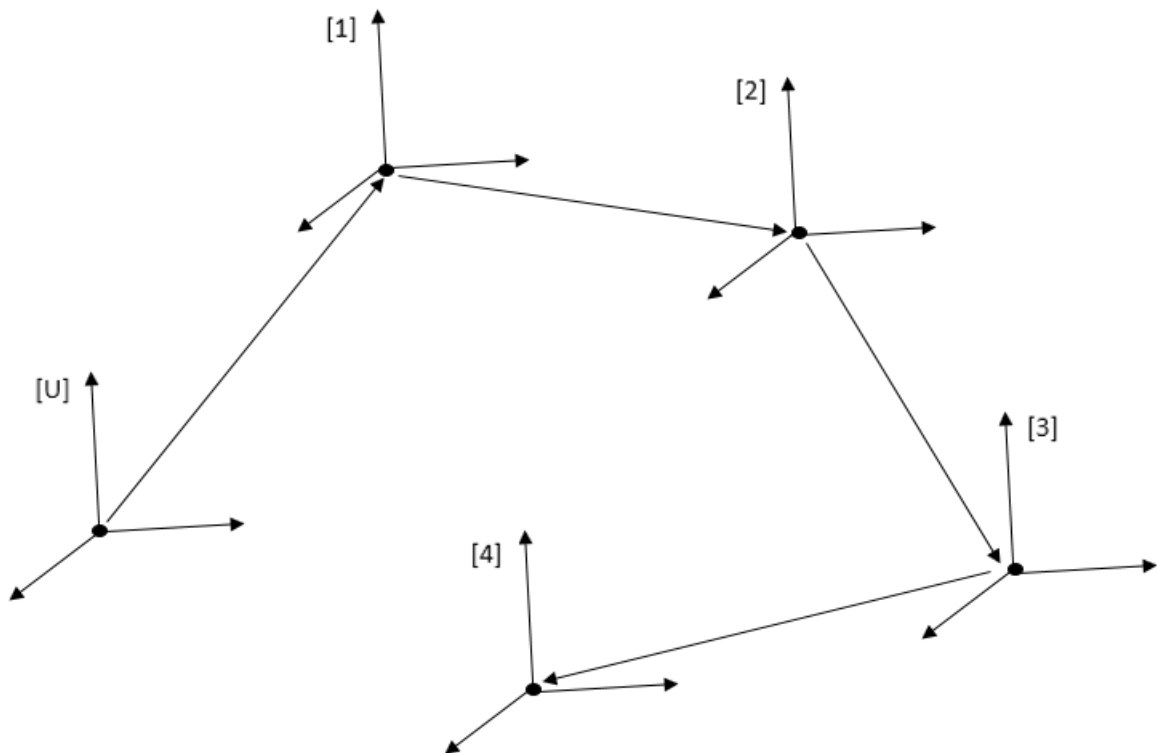


Figura 2.2: [U]-Mundo; [1]-Peito; [2]-Braço direito; [3]-Antebraço direito [4]-Mão direita

Através da figura 2.2 temos a representação de uma cadeia de transformações (relação entre os vários referenciais das juntas do modelo virtual) que será responsável pela animação do peito e de um dos braços do modelo. Esta cadeia parte do referencial mundo do cenário virtual onde o modelo virtual será colocado e percorre todas as juntas do modelo, desde a junta correspondente ao peito até à junta da mão do modelo virtual.

$${}^U T_4 = {}^U T_1 {}^1 T_2 {}^2 T_3 {}^3 T_4 \quad (2.11)$$

Onde:

$${}^1 T_2 = ({}^U T_1)^{-1} \cdot {}^U T_2 \quad (2.12)$$

$${}^2 T_3 = ({}^U T_2)^{-1} \cdot {}^U T_3 \quad (2.13)$$

$${}^3 T_4 = ({}^U T_3)^{-1} \cdot {}^U T_4 \quad (2.14)$$

O mesmo acontece no outro braço com o cálculo de outra cadeia de transformações para animar o braço esquerdo.

$${}^U T_7 = {}^U T_1 {}^1 T_5 {}^5 T_6 {}^6 T_7 \quad (2.15)$$

Onde:

$${}^1 T_5 = ({}^U T_1)^{-1} \cdot {}^U T_5 \quad (2.16)$$

$${}^5 T_6 = ({}^U T_5)^{-1} \cdot {}^U T_6 \quad (2.17)$$

$${}^6 T_7 = ({}^U T_6)^{-1} \cdot {}^U T_7 \quad (2.18)$$

A aplicação das transformações no modelo é efetuada da seguinte forma:

Junta do Modelo	Matriz de Transformação
Peito	${}^U T_1$
Braço Direito	${}^1 T_2$
Antebraço Direito	${}^2 T_3$
Mão Direita	${}^3 T_4$
Braço Esquerdo	${}^1 T_5$
Antebraço Esquerdo	${}^5 T_6$
Mão Esquerda	${}^6 T_7$

2.3 Polhemus Liberty

O Polhemus Liberty é um rastreador de movimento eletromagnético e foi o sistema de rastreamento de movimentos usado para a execução deste trabalho. É frequentemente usado para aplicações na área da biomecânica, análise desportiva e treino de pilotagem. Existe a possibilidade de escolha entre dois modelos em que a única característica que difere é o número de sensores que podem ser conectados e usados para a recolha de dados. Existe uma versão designada de 240/8, onde se podem ligar até oito sensores e outra versão, denominada de 240/16 onde se podem ligar até dezasseis sensores.

O sistema Polhemus Liberty usa uma fonte de emissão de campo magnético que funciona como um transmissor. O tamanho do campo varia dependendo do tamanho da fonte usada, sendo que quanto maior for o campo magnético maior será a área de cobertura fornecida. A versão usada foi a 240/8, versão esta que permite que sejam conectados até oito sensores. É um sistema "com fios" onde cada sensor é conectado através de um fio ao sistema central, que contém o hardware e o software necessários para gerar e sentir campos magnéticos, cálculo de posição e orientação e interface com um computador via RS-232 e USB.

Por se tratar de um rastreador de movimento magnético o sistema está sempre muito suscetível a interferências provenientes de materiais metálicos, que influenciam o campo magnético fornecido pela fonte magnética. O laboratório onde o aparelho foi usado é constituído por alguns materiais metálicos, que durante a realização dos testes provocaram alguns problemas para uma correta obtenção de dados provenientes dos sensores. Para esse efeito, foi sempre necessário a procura de locais isolados e afastados de potenciais fontes de interferência. Apesar de alguns problemas encontrados, nomeadamente devido a distorções provenientes de outros equipamentos, o sistema primou sempre pela sua qualidade no forne-

cimento de dados, fornecendo-os completos com uma frequência de $240Hz$ por sensor.

A configuração do Polhemus Liberty é simples e intuitiva. Devido à natureza da tecnologia o sistema fornece um fluxo ininterrupto de dados para um rastreamento de alta fidelidade. Para além da configuração ser rápida e fácil, o sistema pode ser adaptado de acordo com as necessidades da sua aplicação.

Com este sistema de captura de dados magnético não há câmaras para alinhar nem nenhuma iluminação especial é necessária, para a obtenção de campos de visão de boa qualidade. Sem estas limitações é possível rastrear pessoas e objetos em perfeitas condições.

2.3.1 Fonte Magnética

A fonte magnética do Polhemus Liberty é o cubo representado pela figura 3.4. Este é o referencial base (mundo) para todas as medidas de posição e orientação dos sensores.

Em condições normais para uma boa obtenção de dados por parte dos sensores, a fonte magnética é colocada numa posição fixa. A sugestão é a sua colocação sobre um suporte ou superfície que não seja metálica podendo ser coberto com qualquer tipo de material, desde que não seja metálico, continuando a ter uma excelente precisão de medida.



Figura 2.3: Fonte magnética do Polhemus Liberty

2.3.2 Sensores

Os restantes sensores medem a posição e orientação através das coordenadas X, Y e Z de um espaço que tem como origem o referencial base do cubo. Os sensores magnéticos são totalmente incorporáveis. Como já referido no caso da fonte magnética, os sensores também podem ser completamente cobertos conseguindo obter valores de posição e orientação com grande precisão.



Figura 2.4: Sensor do Polhemus Liberty

Através da figura 2.5 é possível ver a relação entre o referencial base representado pelos eixos X, Y e Z e o referencial dos sensores representado pelos eixos x, y e z. A relação entre estes dois referenciais corresponde à variação de posição e de orientação dos sensores no espaço que se pretendeu obter.

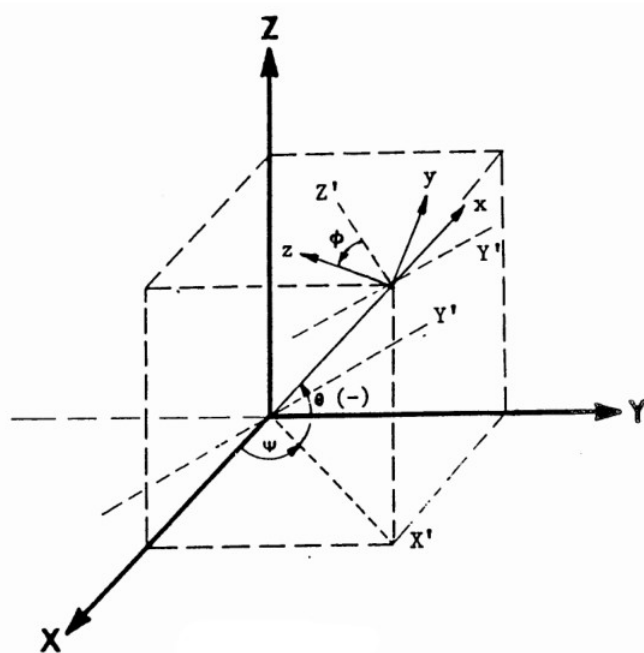


Figura 2.5: Referencial(X,Y,Z) - Fonte Magnética; Referencial(x,y,z) - Sensores

2.4 Protocolo de Comunicação com o Polhemus Liberty

O Polhemus Liberty é conectado a um dispositivo de comunicação bilateral de dados através de uma conexão USB. Para este trabalho o dispositivo usado foi um computador.

A comunicação que é desenvolvida entre o computador e o Polhemus Liberty é efetuada através do envio de comandos. Os mesmos afetam a operação geral do sistema. Uma vez que

uma configuração tenha sido estabelecida, operará nessa configuração até que o Polhemus Liberty seja desligado ou a configuração seja novamente alterada por intermédio de um comando. Como forma de iniciar uma conexão com o Polhemus Liberty, o computador envia um comando com um pedido de conexão, seguindo-se uma resposta afirmativa indicando assim que a conexão foi estabelecida com sucesso e que se pode dar início ao envio de dados.

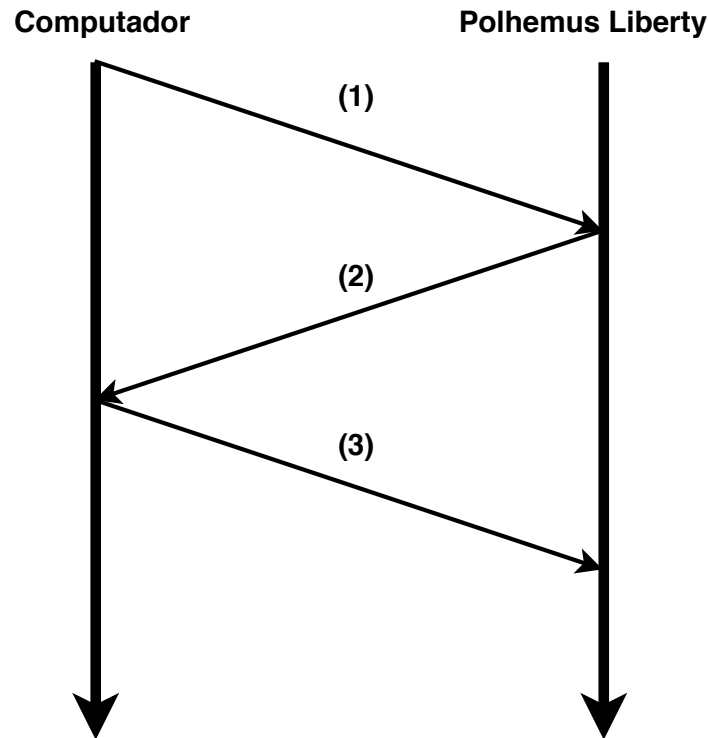


Figura 2.6: Protocolo de Comunicação: (1) - Pedido de Conexão; (2) - Polhemus Liberty responde (Conexão estabelecida); (3) - Indicação da lista de variáveis pretendidas para cada sensor;

Depois da conexão ter sido estabelecida com sucesso é enviado para o Polhemus Liberty uma informação, indicando quais os dados que se pretendem obter de cada um dos sensores conectados. Este processo é novamente efetuado através do envio de um comando, comando esse que permite ao utilizador indicar ao Polhemus Liberty qual a lista de variáveis que pretende que lhe seja enviada.

O comando 'O' é o comando que permite ao utilizador definir qual é a lista de variáveis a serem enviadas pelo Polhemus Liberty para o computador. Qualquer combinação de itens produz um quadro de resposta com tamanho menor ou igual a 1000 bytes. Sendo assim, o comando 'O' é enviado com a seguinte "syntax": O[sensor], [p1],[p2,...[pn]<> onde "sensor" representa o número do sensor de qual queremos receber os dados, e "p1-pn" representa os parâmetros que definem a lista de variáveis de saída que será enviada do Polhemus Liberty.

Os parâmetros que interessaram para a realização deste trabalho estão representados na tabela 2.2.

Tabela 2.2: Dados de Saída do Polhemus Liberty

ID	Descrição
1	"Carriage return" ASCII
2	X, Y e Z Coordenadas Cartesianas de Posição
4	Ângulos de Euler
5	Ângulos de Euler com precisão estendida
7	Quaterniões

Para este trabalho foram considerados os dados relativos à posição X, Y e Z e a orientação dos referenciais dos sensores relativamente ao referencial base da fonte magnética do Polhemus Liberty. Existem duas possibilidades no que diz respeito à orientação dos sensores, uma delas é a obtenção de dados relativos aos ângulos de Euler e a outra é através dos dados relativos aos Quaterniões.

Para tal efeito os comandos são enviados da seguinte forma: "O*, 2, 4, 1" para obter posição e ângulos de Euler ou "O*, 2, 7, 1" para quaterniões. Através do envio destes comandos, fica definido que sempre que forem pedidos novos dados apenas serão enviados valores relativos à posição e aos ângulos de Euler ou Quaterniões para todos os sensores conectados ao Polhemus Liberty.

Definido então o conjunto de variáveis pretendido, o computador envia um novo comando a pedir o envio da informação para cada sensor.

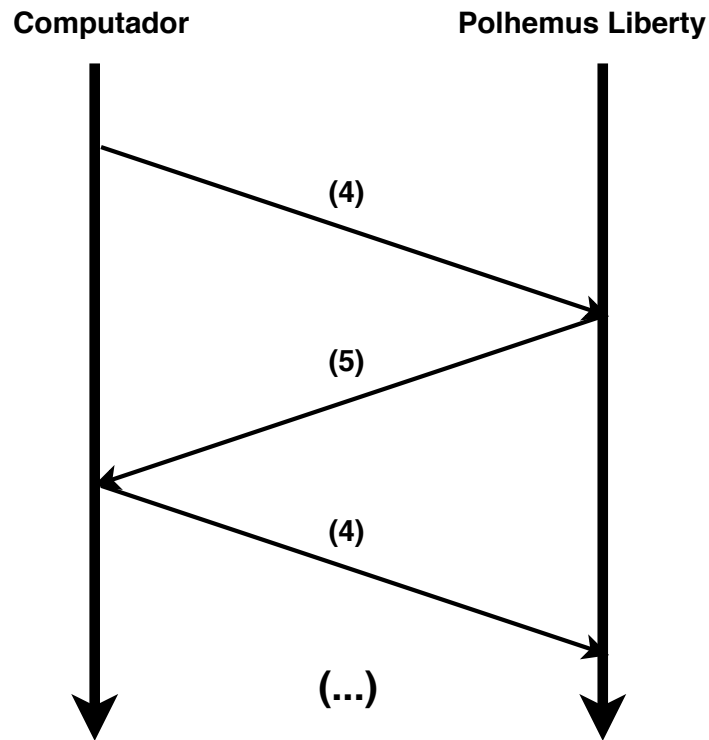


Figura 2.7: Protocolo de Comunicação: (4) - Envio de comando de pedido de dados; (5) - Envio de dados;

Através da figura 2.7 é observado como é efetuado o pedido de novos dados. O comando usado é o comando "P". O mesmo indica um pedido único de dados. O envio do comando "P" na figura 2.7 corresponde ao ponto (4). O Polhemus Liberty ao receber este comando envia os dados para o computador, sendo o envio de dados representado pelo ponto (5). Os dados são recebidos da seguinte forma: primeiro para dados de posição e de ângulos de Euler e depois para posição e Quaterniões.

Sensor	Posição			Ângulos de Euler		
1	X	Y	Z	ϕ (Phi)	ψ (Psi)	θ (Theta)
2	X	Y	Z	ϕ (Phi)	ψ (Psi)	θ (Theta)
	⋮					
7	X	Y	Z	ϕ (Phi)	ψ (Psi)	θ (Theta)

Tabela 2.3: Dados recolhidos: Posição e Ângulos de Euler

Sensor	Posição			Quaterniões			
1	X	Y	Z	qw	qx	qy	qz
2	X	Y	Z	qw	qx	qy	qz
⋮							
7	X	Y	Z	qw	qx	qy	qz

Tabela 2.4: Dados recolhidos: Posição e Quaterniões

O processo representado através da figura 2.7 é realizado em ciclo contínuo sem qualquer interrupção até ao encerrar do sistema. Desta forma, é garantida uma atualização constante dos valores a cada mudança de posição e orientação de todos os sensores conectados.

Os dados que são obtidos dos sensores são posteriormente usados na construção das matrizes de transformação, responsáveis pela animação dos modelos virtuais usados neste trabalho.

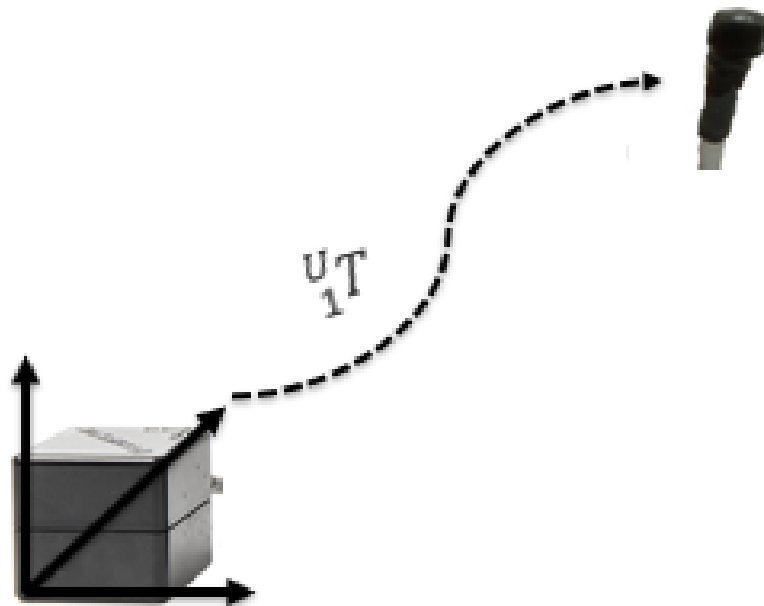


Figura 2.8: Matriz de Transformação $U T_1$

A cada instante do envio de dados do Polhemus Liberty, uma nova matriz de transformação é calculada para cada um dos sensores conectados. Cada matriz de transformação calculada representa a orientação que o referencial de cada um dos sensores tem em relação ao referencial base da fonte magnética. A figura 2.8 é um exemplo ilustrativo do significado desse processo, com a relação existente entre o referencial mundo do Polhemus Liberty e um dos seus sensores.

São assim calculadas as transformações para todos os sensores:

Sensor N ^o	Matriz de Transformação
1	${}^U T_1$
2	${}^U T_2$
3	${}^U T_3$
4	${}^U T_4$
5	${}^U T_5$
6	${}^U T_6$
7	${}^U T_7$

Tabela 2.5: Matriz de Transformação para cada sensor

Após serem calculadas as matrizes de transformação para cada um dos sensores são calculadas as cadeias de matrizes responsáveis por animar o modelo virtual, cadeias essas descritas na secção *Cadeia de Transformações*.

Os primeiros testes realizados na representação dos movimentos no modelo virtual não foram os melhores. Para que se conseguisse obter uma representação correta, era sempre necessário que os sensores fossem colocados sempre da mesma forma no corpo da pessoa. Para além dessa restrição, era também necessário que a pessoa fosse sempre colocada na mesma posição em relação à fonte magnética do Polhemus Liberty. Como nem sempre era possível garantir estas duas condições, foi criada uma calibração inicial com o objetivo de garantir que a colocação dos sensores e a posição em que o paciente se tinha de colocar não tivessem um efeito prejudicial na realização dos movimentos e na sua representação.

2.5 Calibração dos Sensores

A calibração tem como objetivo preparar o sistema, de forma a prevenir que restrições como a colocação dos sensores e a orientação em que a pessoa tem de ser colocada relativamente à fonte magnética do Polhemus Liberty não afetem a correta representação dos movimentos no modelo virtual.

Antes da pessoa poder realizar os exercícios, será sempre necessário realizar este procedimento de calibração. Para que a calibração possa ser iniciada, a pessoa é colocada num local específico onde não se pode movimentar após o início da mesma, não havendo qualquer restrição na escolha do local.

Os sensores são colocados no corpo da pessoa, podendo ser colocados em qualquer posição e orientação, sendo que a única restrição é que não se podem mover após o início da calibração.

Após se dar início ao processo de calibração, a pessoa sobre a qual se pretende representar movimentos é colocada na posição base a que se segue a realização de dois movimentos de calibração.



Figura 2.9: Posição Base do Modelo Virtual

2.5.1 Orientação base

A posição base é a posição em que a pessoa se tem de colocar para se poder dar início ao processo de calibração, sendo definida em conformidade com o que chamamos a posição base do modelo virtual. A posição base do modelo virtual é representada na figura 2.9, e foi definida como a posição base do processo de calibração porque desta forma estamos a considerar a posição em que o modelo virtual tem como valor nas suas juntas a matriz identidade. Depois de a pessoa ser colocada na posição representada na figura 2.9, é iniciada a recolha de dados do Polhemus Liberty para todos os sensores conectados e calculadas todas

as matrizes de transformação para os sensores ${}^U T_{1inicial} \dots {}^U T_{8inicial}$.

As matrizes de transformação calculadas são guardadas e posteriormente usadas no cálculo dos movimentos de calibração, sendo também usadas na representação dos movimentos que se seguem à calibração.

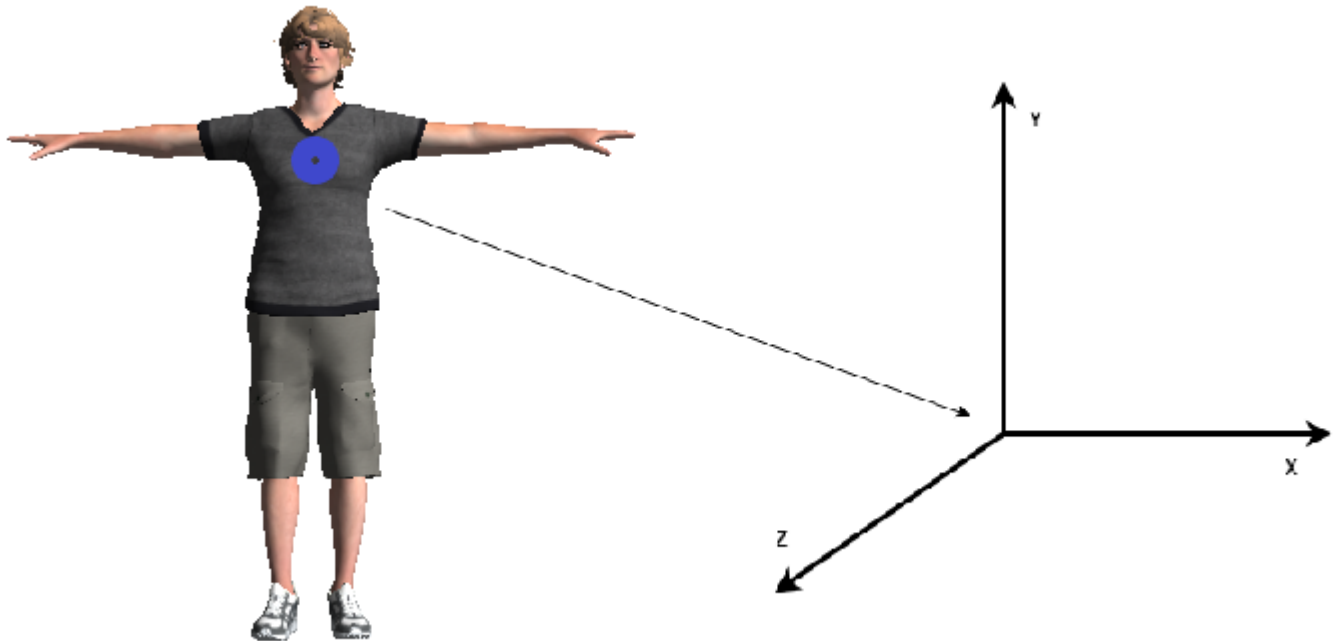


Figura 2.10: Referencial do peito no modelo virtual

2.5.2 Movimentos de Calibração

Para a realização dos movimentos de calibração só interessam os dados que são obtidos pelo sensor N^o1, o sensor colocado no peito da pessoa. A junta do peito do modelo virtual é a sua junta principal, sendo o ponto de partida para o cálculo de toda a cadeia de transformações de matrizes que permite ir da junta do peito até cada uma das juntas das mãos no modelo. Sendo assim, a orientação do referencial do peito representado na figura 2.10, servirá de base para a realização dos movimentos de calibração.

Todo este processo de calibração é necessário porque estamos perante dois "mundos" diferentes. O "mundo real" onde a pessoa realiza os seus movimentos com os sensores colocados no seu corpo, e o "mundo virtual" onde está o modelo virtual a replicar os movimentos. A solução encontrada foi o cálculo de uma matriz de rotação ${}^P R_A$ que mapeia os movimentos realizados no "mundo real" que na notação da matriz é representado pelo "P", no "mundo virtual" representado pelo "A". Essa matriz ${}^P R_A$ contém os eixos de rotação x, y e z que

corresponde no modelo virtual aos eixos x , y e z do referencial peito do modelo que se pode observar na figura 2.10.

$${}^P R_A = \begin{bmatrix} r_{x1} & r_{y1} & r_{z1} \\ r_{x2} & r_{y2} & r_{z2} \\ r_{x3} & r_{y3} & r_{z3} \end{bmatrix} \quad (2.19)$$

Primeiro movimento de calibração

O primeiro movimento pedido é a inclinação da cintura para a frente. Este movimento no modelo virtual corresponde a uma rotação sobre o eixo x .

O que interessa particularmente neste movimento é o cálculo do eixo de rotação correspondente no "mundo real", para isso é calculada a matriz de transformação ${}^U T_{1atual}$ no momento em que se atinge o ponto final do movimento.

A matriz de transformação que representa todo o movimento é calculada da seguinte forma:

$${}^U T_1 = {}^U T_{1atual} * ({}^U T_{1inicial})^{-1} \quad (2.20)$$

A equação (2.20) permite calcular o movimento desde a posição inicial, ou seja a posição base que é definida no início da calibração, até à posição final do movimento de calibração.

Segundo movimento de calibração

O segundo movimento requerido é a inclinação da cintura para a esquerda. Este movimento tem como seu correspondente uma rotação sobre o eixo y no modelo virtual.

A matriz de transformação que representa o movimento é calculada da mesma forma que no primeiro movimento de calibração. Através da equação (2.20) é calculada a respetiva transformação.

Ângulo de Rotação

Para cada um dos movimentos de calibração é calculado o ângulo de rotação θ .

$$\theta = \cos^{-1} \left(\frac{T_{1,1} + T_{2,2} + T_{3,3} - 1}{2} \right) \quad (2.21)$$

Onde T corresponde à matriz de transformação calculada para cada um dos movimentos, representada na equação 2.20;

Através da equação (2.21) é calculado o ângulo de rotação para cada uma das transformações correspondentes aos movimentos de calibração. Depois de calculado o ângulo de rotação são calculados os eixos de rotação.

2.5.3 Eixos de Rotação

Depois de calculados os ângulos de rotação para os dois movimentos, são calculados os eixos de rotação, r_x e r_y .

$$r_x = \begin{bmatrix} r_{x1} \\ r_{x2} \\ r_{x3} \end{bmatrix} \quad (2.22)$$

$$r_y = \begin{bmatrix} r_{y1} \\ r_{y2} \\ r_{y3} \end{bmatrix} \quad (2.23)$$

Onde cada eixo de rotação é calculado da seguinte forma:

$$r = \frac{1}{2 * \sin \theta} * \begin{bmatrix} T_{3,2} - T_{2,3} \\ T_{1,3} - T_{3,1} \\ T_{2,1} - T_{1,2} \end{bmatrix} \quad (2.24)$$

θ é ângulo de rotação, e T é a matriz que representa o movimento.

Fica a restar o cálculo do último eixo de rotação, r_z , para que a matriz de rotação ${}^P R_A$ fique completa. O último eixo de rotação é calculado sabendo que é perpendicular aos outros dois eixos calculados anteriormente.

2.6 Atribuição das transformações

A atribuição das transformações no modelo virtual é feita da seguinte forma:

$$\text{Peito} = (({}^P T_A)^{-1} * {}^U T_{a_1}) * ({}^U T_{i_1} * {}^P T_A)$$

$$\text{Braço direito} = {}^1 T_{a_2} * {}^1 T_{i_2}$$

$$\text{Braço esquerdo} = {}^1 T_{a_5} * {}^1 T_{i_5}$$

$$\text{Antebraço direito} = {}^2 T_{a_3} * {}^2 T_{i_3}$$

$$\text{Antebraço esquerdo} = {}^5 T_{a_6} * {}^5 T_{i_6}$$

$$\text{Mão direita} = {}^3 T_{a_4} * {}^3 T_{i_4}$$

$$\text{Mão esquerda} = {}^6 T_{a_7} * {}^6 T_{i_7}$$

No entanto, apesar de o Polhemus Liberty ser bastante interessante e fiável a nível da recolha de dados, chegou-se à conclusão que não é um dispositivo que seja fácil de transportar para o objetivo que era pretendido. Para além disso, após uma conversa com uma especialista na Cáritas Diocesana de Coimbra chegou-se à conclusão que numa fase inicial de qualquer tratamento de reabilitação motora não faria sentido usar um sistema com muitos sensores. Para isso foi procurada uma solução mais simples para o jogo que será descrito no capítulo seguinte, o que não invalida que o sistema criado não possa ser usado para outro tipo de jogos ou de aplicações que envolvam também o controlo de um modelo virtual articulado.

Capítulo 3

Desenvolvimento de um Jogo Sério

3.1 Jogo Sério para uso em pacientes Pós-AVC

O objetivo consistiu na criação de um jogo sério em realidade virtual, para pacientes pós-AVC que se encontrem num estado de hemiplegia. Ao sair do hospital, um paciente que se encontre neste estado só consegue realizar pequenos movimentos sem ajuda. Por se tratar de uma fase tão importante do tratamento, é esperado que os exercícios terapêuticos realizados nesta altura ajudem o paciente a recuperar, pelo menos parcialmente alguns movimentos e alguma força muscular.

Para além dos aspetos referentes ao prazer e à motivação inerentes ao jogo, a capacidade com que o paciente consegue realizar os exercícios tendo um "feedback" direto ou indireto são fatores a ter em conta em qualquer jogo sério.

O design do jogo para reabilitação pós-AVC, obedece aos mesmos objetivos e princípios das terapias de reabilitação motora em hemiplegia, ao mesmo tempo em que tenta proporcionar uma experiência agradável, que estimule o paciente a aderir e a manter a prática durante várias semanas. Este tipo de jogos tende a ter esse efeito e são frequentemente utilizados. No entanto são jogos que devem ser cuidadosamente projetados, ou no caso de já serem jogos existentes, de serem adaptados para o propósito terapêutico. O objetivo não é substituir a terapia, mas sim pegar em exercícios que já são realizados em centros de recuperação e realiza-los na forma de um jogo.

Para isso contribuiu bastante a experiência da Doutora Joana Rosado, fisioterapeuta da Cáritas Diocesana de Coimbra. Foram debatidos alguns tópicos como a condição em que um paciente se encontra num estado pós-AVC, e quais eram as estratégias que usavam, ou seja, os exercícios que realizavam para promover a melhoria da condição de vida destas pessoas.

3.1.1 Hemiplegia

De acordo com a associação "Stroke Association" [25] a cada dois segundos alguém morre de Acidente Vascular Cerebral (AVC).

Os fatores de risco de um AVC são: idade, pressão arterial elevada, sedentarismo e maus hábitos alimentares, tabágicos e alcoólicos [26, 27]. O AVC é caracterizado por um déficit neurológico decorrente de um distúrbio na circulação cerebral, isto é, o fluxo sanguíneo rico em oxigênio para uma parte do cérebro é bloqueado levando à morte das células cerebrais em segundos [28, 29]. Se as células cerebrais morrem ou são danificadas, as manifestações clínicas secundárias vão ocorrer nas partes do corpo controladas pelas mesmas, provocando significativas mudanças motoras, sensitivas, cognitivas e/ou emocionais [30].

Os pacientes podem desenvolver vários tipos de lesões pós-AVC, sendo que as lesões cerebrais levam a um estado de hemiplegia na maior parte dos casos, afetando mais de 80% dos pacientes na fase aguda e mais de 40% deles de forma crônica [31]. A hemiplegia é uma consequência do AVC afetando um dos lados do corpo, deixando-o paralisado. Caracterizada por dor nas articulações, diminuição da sensibilidade e dificuldade de realizar movimentos no lado do corpo afetado.

Apesar de em alguns casos não poder ser totalmente revertida, o tratamento da hemiplegia deve ser feito o mais rápido possível para recuperar os movimentos perdidos e consequentemente melhorar a qualidade de vida do paciente [30, 32, 33]. O tratamento envolve normalmente um processo de reeducação motora, onde através da repetição motora e da repetição de movimentos específicos o paciente reaprende a sua execução. Este processo centra-se nos processos mais afetados e que podem incluir a locomoção, a percepção visual, os processos cognitivos ou a execução de gestos e destreza manual.

Cada paciente é único, com desejos individuais, memórias, hábitos, gostos, modo de se mexer, vestir e conversar. Não há um quadro único de hemiplegia para todos os pacientes, pois de facto, dois pacientes não manifestam exatamente os mesmos sintomas [34].

Para uma reabilitação bem sucedida, os problemas específicos do paciente devem ser cuidadosamente analisados de forma individual e única, e o tratamento adaptado com base nesse estudo.

3.1.2 Reabilitação Motora em Hemiplegia

O objetivo da reabilitação motora é devolver as capacidades motoras ao paciente promovendo a recuperação da normalidade na sua vida, podendo voltar a realizar as tarefas que

realizava, antes desta situação clínica. A recuperação é complexa e inclui muitos objetivos de tratamento, objetivos esses a nível motor, perceptivo e cognitivo [35].

Considerando apenas os membros superiores, protocolos de reabilitação pós-AVC começam com séries de exercícios para os músculos do braço e vão progressivamente para o controlo de movimentos mais finos como os das mãos e dos dedos.

A reabilitação motora para cada paciente é gerida por um fisioterapeuta, e normalmente realizada em locais preparados para o efeito. Em grande parte dos países desenvolvidos e industrializados vários tratamentos de fisioterapia são aplicados. Tratamentos esses pagos pelos serviços nacionais de saúde. No entanto estudos de avaliação com testes controlados, indicam que a eficácia desses tratamentos é moderada na melhor das hipóteses [36]. Estes estudos são especialmente verdadeiros quando o paciente apesar de mostrar bons resultados durante a terapia, o mesmo não acontece quando os resultados não são tão visíveis na sua vida quotidiana [36, 37].

Tendências recentes na reabilitação motora baseiam-se na eficácia da realização de atividades direcionadas a um objetivo concreto, como um determinado jogo para promover a reabilitação da coordenação motora, onde o terapeuta coloca ênfase na prática de movimentos isolados, alternando repetidamente de um tipo de movimento para outro [38, 39].

Uma das estratégias utilizadas e com bons efeitos, incluem a terapia motora induzida pela restrição (TMIR) do uso dos seus membros saudáveis [40]. Está provado que esta estratégia pode melhorar muito a quantidade e qualidade do uso do membro afetado, em pacientes com hemiplegia, tanto em ambiente de consultório com supervisão do terapeuta como em ambiente doméstico [41, 42].

A TMIR consiste num programa intensivo de treino do membro afetado restringindo a utilização do membro não afetado. Este treino centra-se na utilização da técnica de *shaping* [43]. Esta técnica envolve a seleção de atividades específicas para as dificuldades individuais do paciente, estimulando-o desde a realização de exercícios mais simples até exercícios mais complexos sempre com o auxílio do terapeuta. Contribuindo para a melhoria significativa da qualidade do movimento, aumentado substancialmente a quantidade de uso da extremidade mais afetada nas atividades diárias [44]. O terapeuta ajuda assim o paciente sempre que ele é incapaz de realizar o exercício de forma independente, através de recompensas verbais para quaisquer ganhos que ocorram [45].

O foco do tratamento é centrado essencialmente no fenómeno de desuso aprendido e a reorganização do uso-dependente [46]. A teoria que está por trás deste fenómeno baseia-se no facto de os *deficits* motores resultantes de lesões neurológicas, não serem resultado

única e exclusivamente da lesão em si, mas também dos efeitos de um processo em que o paciente "aprende a não utilizar o membro afetado". Isto acontece porque após uma lesão neurológica o indivíduo que apresenta dificuldades em mover um determinado membro, rapidamente aprende a utilizar estratégias compensatórias, fazendo uso apenas da extremidade não afetada [47] resultante de sucessivas tentativas fracassadas do uso do membro afetado.

A reabilitação motora que se segue a um AVC deve ser precoce, intensiva e repetitiva, sendo o tempo de treino padrão de 6h/dia. Como os pacientes não apresentam a melhor condição física têm menos capacidade para atividades exigentes, sendo que treinos de 6h/dia pode ser muito cansativo e desgastante para eles. Esse excesso de horas de treino leva a problemas como a motivação e envolvimento dos pacientes na realização dos exercícios terapêuticos. Diversos estudos mostram que durante as sessões de reabilitação se observam momentos de grande frustração por parte do paciente [29], devido às suas limitações motoras e à necessidade de auxílio em grande parte das tarefas por parte do terapeuta, bem como pelos fatores referidos em cima, de serem cansativas e repetitivas.

Investir nos avanços tecnológicos tem sido a solução encontrada para o combate à desmotivação dos pacientes durante a terapia motora. Com os avanços registados têm sido construídos dispositivos facilmente transportáveis, onde é aplicada a abordagem da "gamificação" virada para uma vertente mais séria e terapêutica.

3.1.3 Coordenação Visual-Motora

O processo de reabilitação pós-AVC vai muito além da recuperação dos movimentos físicos. De facto, dependendo da região do cérebro afetada a capacidade de interpretação, os movimentos oculares e a perceção espacial podem ser igualmente afetados.

A coordenação visual-motora, pode ser descrita de uma forma simplista como a capacidade de tocar ou de agarrar um objeto que foi visto. Essa capacidade após um AVC, fica bastante diminuída e em alguns casos pode ser inexistente.

Numa tentativa de abordar todas estas questões, a proposta consiste num jogo em realidade virtual onde o utilizador/paciente incorpora um avatar. Tem como base trabalhos anteriores e pesquisa, que demonstram que um utilizador experimentando a personificação de um avatar reagindo a qualquer agressão que lhe é dirigida, sente-a como se tratasse do seu próprio corpo [48]. Vendo e controlando os braços do avatar com os seus próprios braços, o utilizador pode ver o seu corpo aproximando-se de objetos virtuais no espaço circundante. Isto permite ao utilizador perceber e explorar as relações espaciais entre o seu corpo e os

componentes do cenário.

Esta exploração tem de ser feita de uma forma gradual. Como podemos esperar numa fase preliminar o utilizador não será capaz de realizar todos os gestos, e pode eventualmente ter também deficiências ao nível perceptivo e cognitivo. No entanto, esta capacidade de exploração contribuirá para a recuperação das capacidades motoras perdidas e para o restauro da coordenação visual-motora.

3.2 Jogo Proposto

O jogo proposto consiste numa tarefa simples, onde esferas de tamanho variável aparecem vindas de uma posição distante no espaço virtual em direção ao avatar controlado pelo paciente. O objetivo deste jogo é o paciente tocar nas bolas verdes e desviar-se das bolas vermelhas com o seu membro superior afetado. A posição inicial das bolas no espaço virtual é aleatória e evolui no espaço por caminhos pré-definidos em direção ao paciente.

Numa versão inicial as trajetórias das bolas apenas é realizada sobre o plano horizontal, de forma a lidar com a incapacidade inicial apresentada pelo paciente em conseguir levantar o seu membro afetado e mantê-lo suspenso, devido à falta de força muscular e ao pouco controlo que tem.

Durante a execução deste jogo o paciente deve executar movimentos diferentes. O intervalo de posição de onde o objeto pode partir, a velocidade do objetivo e a frequência para o aparecimento de novos objetos serão ajustadas, dependendo do nível de dificuldade apresentado ao paciente. Sempre que uma bola verde for alcançada a pontuação aumenta, enquanto que se tocar numa bola vermelha diminuirá a pontuação acumulada. O sistema de pontuação será um dos ingredientes de motivação deste jogo, já que poder bater recordes antigos ou mesmo bater recordes de outros pacientes que se encontrem na mesma situação e a usufruir do mesmo jogo pode ser um dos principais desafios de motivação apresentados ao paciente.

Simultaneamente, as pontuações atingidas podem ser guardadas para servir de auxílio de análise pelo terapeuta e pelo médico. Pontuações altas podem estar relacionadas com índices de alta motivação, resistência e níveis de recuperação mais altos.

3.2.1 Campo de Visão

De acordo com a "Stroke Association" [49] duas em três pessoas sofrem de problemas de visão resultantes de um AVC. Esses problemas de visão contribuem para aumentar o risco de problemas emocionais, que levam a um conseqüente aumento da ansiedade e depressão. Estes problemas de visão podem recuperar ao longo do tempo quando existe uma recuperação do cérebro depois destes eventos traumáticos. Como dito anteriormente, o número e a gravidade das deficiências depende de onde o AVC acontece e da dimensão da área do cérebro afetada.

Portanto, os pacientes podem ter um ou mais dos seguintes problemas de visão:

- Perda de visão.
- Problemas nos movimentos dos olhos.
- Dificuldade em processar imagens.

Perda do campo de visão significa que o paciente é incapaz de ver uma secção do seu campo de visão, dependendo da área danificada após o derrame. Na verdade os olhos do paciente podem estar a funcionar corretamente, mas o cérebro não consegue processar as imagens como fazia antes a partir dessa área de visão em específico. É preciso incentivar o paciente a olhar para os lados esquerdo e direito de forma sistemática. Esta estratégia é usada para ajudar os pacientes a serem mais conscientes da perda do seu campo de visão, lembrando-os a olhar para o seu "lado cego".

Neste jogo uma atenção especial foi dada à colocação dos objetos no espaço virtual, de modo a encorajar o paciente a explorar sistematicamente o seu campo de visão, da esquerda para a direita, para poder tocar ou desviar-se dos objetos. Para esse efeito foram considerados algumas adaptações no jogo:

- Ajustar o tamanho de onde as bolas podem partir.
- Introdução de caminhos que cruzam as bolas da esquerda para a direita e da direita para a esquerda.
- Introdução de caminhos verticais.

3.2.2 Tempo de Reação

Frequentemente, a resposta a um estímulo externo de uma pessoa que sofreu de um AVC é muito lenta. Uma simples tarefa como pegar um objeto que foi lançado por alguém que sob

condições normais seria uma reação simples e rápida, pode se tornar uma tarefa muito difícil ou mesmo impossível de ser realizada por um paciente que sofreu de AVC recentemente. Este facto diz-nos que o tempo de reação é muito grande e que o tempo de reconhecimento de eventos e de ações é igualmente muito grande, o que progressivamente pode levar a uma total perda da capacidade de reação.

Algumas variações foram introduzidas no jogo para estimular as reações do paciente. Essas variações além de reduzir a monotonia do jogo, também pretendem melhorar a velocidade dos movimentos dos membros ao longo do tempo, o que conseqüentemente leva a uma diminuição do tempo de reação a estímulos externos, e diminuição progressiva do tempo de reconhecimento de eventos e de ações.

- Variações na velocidade dos objetos.
- Variação no número de objetos gerados no início do jogo.

A velocidade com que os objetos se deslocam no ambiente virtual é aumentada para estimular o paciente a reagir com rapidez para tentar alcançar os objetos. Esse aumento de velocidade é realizado à medida que o jogo avança e quando a evolução da pontuação o assim justifica. Pequenos incrementos são feitos à velocidade do objeto para ir tornando a tarefa do paciente ligeiramente mais complicada ao longo do tempo. Com o aumento da frequência de aparecimento de novas bolas vai também contribuir para a diminuição do tempo de reação do paciente, ao ter de se preocupar com ação de vários objetos.

Para fase inicial do jogo apenas um objeto será gerado. Somente quando esse objeto é tocado pelo modelo virtual, ou então quando passar pelo modelo virtual é que um novo objeto será colocado na posição de partida. Isso atenderá às dificuldades iniciais do paciente, que só terá de se preocupar com um único objeto de cada vez.

À medida que a reabilitação evolui em termos de amplitude dos movimentos, percepção, campo de visão e tempos de reação, a frequência de aparecimento de mais objetos aumentará progressivamente. Isso permitirá que o paciente melhore a concentração no objeto mais próximo até que seja capturado ou perdido. Para além das vantagens visuais que traz há também vantagens cognitivas, porque o paciente vai ter de estar concentrado com mais do que uma tarefa ao mesmo tempo.

3.2.3 Abordagens Terapêuticas

Os exercícios terapêuticos tradicionais devem ser adaptados às necessidades individuais de cada paciente, depois de analisado o seu estado e definidas quais as suas limitações físicas e cognitivas. À medida que o paciente melhora no que diz respeito à sua força e às suas habilidades físicas após várias sessões de treino, o terapeuta pode aumentar o nível de exigência, apresentando exercícios novos e mais duros. Esta fase é normalmente dedicada ao desenvolvimento de diferentes habilidades como agarrar, tocar, movimentos mais grossos.

Da mesma forma essas variações podem ser aplicadas ao jogo:

- Com a finalidade de melhorar os movimentos grossos:
 - Os objetos podem ter movimentos ascendentes e descendentes para que o paciente possa realizar movimentos anti-gravidade.
 - Se os pacientes não tiverem força suficiente para realizarem movimentos anti-gravidade, diferentes abordagens podem ser aplicadas ao suporte onde o paciente coloca o membro apoiado, como o aumento da resistência do movimento (por exemplo, inclinado o suporte de apoio).
- Para melhorar a força e aderência o jogo pode ser adaptado para um jogo do estilo "pegar e largar".

3.2.4 Níveis de Dificuldade

Os jogos tradicionais tendem a incluir um número de níveis com um aumento de dificuldade ao longo do tempo. Este tipo de abordagem tende a motivar os jogadores a quererem repetir mais e mais habilidades para se superarem a cada jogo. O uso desses níveis de dificuldade não é o mais adaptado para jogadores que apresentem limitações, como neste caso limitações cognitivas e físicas, pois podem não conseguir jogar após um tempo (mais ou menos) limitado, ou a possibilidade de se tornarem desinteressantes para estágios de recuperação mais avançados.

Para permitir que um jogador nas condições referidas anteriormente possa jogar por um período de tempo predefinido, tipicamente durante uma sessão de terapia, ou sem limite de tempo jogando apenas pelo prazer provocado pelo jogo e pela motivação de tentar alcançar uma recuperação mais rápida, a forma como os níveis de jogo são definidos vai ser um processo diferente do normalmente usado em outros jogos. Por outro lado, a variação dos níveis de

dificuldade do jogo ao longo do tempo têm uma influência positiva tanto na motivação como nos resultados terapêuticos alcançados, sendo também uma ferramenta de "feedback" que pode ser usada como meio de análise dos avanços no tratamento.

Para permitir o uso deste jogo para vários estados de recuperação foi definido um conjunto de regras:

- A dificuldade do jogo aumentará ao longo do tempo, com uma taxa de variação maior ou menor que é definido inicialmente pelo terapeuta.
- O aumento da dificuldade do jogo depende apenas do desempenho. O valor correspondente à dificuldade do jogo é incrementado cada vez que o jogador atinge uma determinada pontuação no nível em que está atualmente.
- Se após um determinado tempo o paciente não conseguir avançar de nível, a dificuldade do jogo é diminuída ligeiramente.
- Sempre que o jogo é iniciado, o nível sugerido para começar o jogo é baseado no desempenho registado pelo jogador no sua última utilização do jogo. No entanto permite que o terapeuta decida aceitar essa sugestão ou então escolher outro nível de jogo.

De forma a juntar todas estas condicionantes o jogo vai ser dividido em vários rounds, com pausas entre cada um deles para o paciente poder descansar. Dentro de cada round haverá uma variação do nível de dificuldade, ou seja, diminui ou aumenta de acordo com o nível de habilidade apresentado pelo paciente.

Cada um dos rounds terá uma duração de 2 minutos, em que para cada um dos mesmos será definido um número de objetos que se tem de apanhar. De round para round há um aumento do número de objetos que se tem de apanhar no mesmo tempo, 2 minutos. Entre rounds haverá uma pausa, e sempre que o paciente quiser pode dar início a realização do próximo round. Uma avaliação do desempenho do paciente é realizada à medida que o paciente vai jogando, realizada de 30 em 30 segundos, em que servirá como meio de análise a comparação do número de objetos que foram apanhados com o número de objetos que partiram nesses 30 segundos. Se for superior a metade, haverá um aumento do nível de jogo. Se for igual a metade manterá o nível e se for inferior a metade irá haver uma diminuição ligeira do nível de jogo. Serão 15 níveis de jogo, onde irão variar 3 parâmetros.

Os parâmetros que variam para cada nível de jogo(L) são:

- Posição inicial do objeto.

- Velocidade do objeto.
- Frequência de criação para um novo objeto.

Posição inicial do objeto

A posição inicial do objeto no nível inicial é limitada no intervalo $[-100, 100]$. Ao longo do tempo, a posição varia entre $[-100 - L, 100 + L]$. Através das funções *rand()* e *srand()*, é gerado um valor aleatório dentro deste intervalo de valores para cada um dos objetos gerados. Quando chegar ao último nível de dificuldade a posição inicial dos objetos vai ser calculada dentro do intervalo $[-115, 115]$.

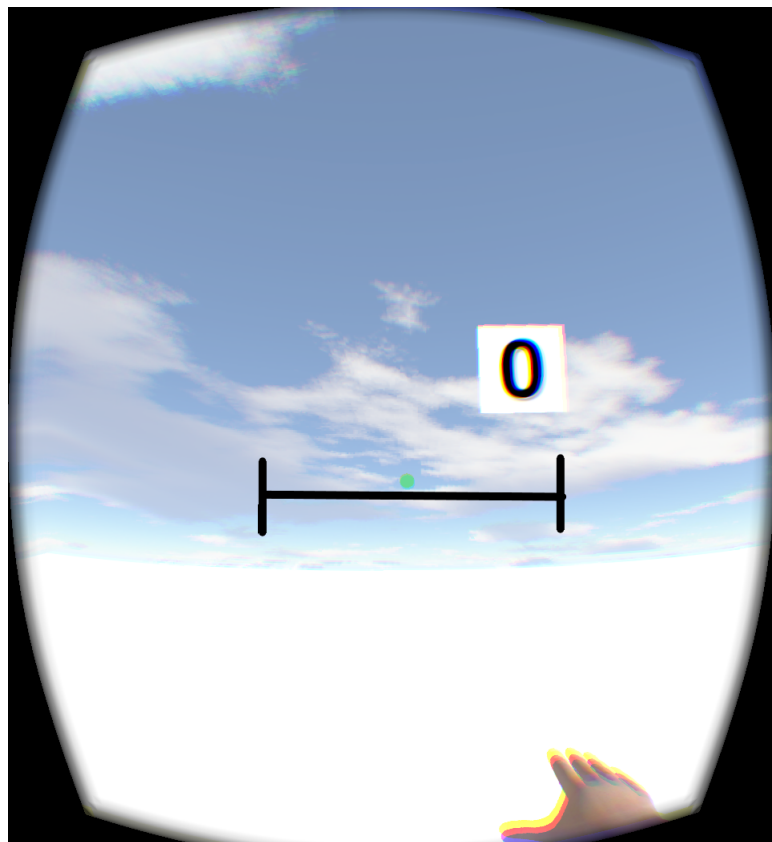


Figura 3.1: Limite: Posição inicial do objeto

Velocidade do objeto

A velocidade do objeto no nível inicial está limitada a um valor no intervalo $[1, 5]$. Através das funções *rand()* e *srand()* é gerado um valor aleatório dentro deste intervalo de valores. Com o aumento do nível de dificuldade de jogo, a velocidade do objeto vai aumentar ligeiramente. A velocidade aumenta de um valor ou diminui de um valor nos níveis múltiplos de 3. Sendo assim, só aumenta ou diminui nos níveis 3, 6, 9, 12 e 15. Foi pensado não aumentar a

velocidade dos objetos em todos os níveis, sabendo que a velocidade dos objetos é o elemento mais crítico para um bom desempenho do paciente. Estar a aumentar a velocidade a cada nível de jogo ia ser prejudicial.

Tempo de criação para um novo objeto

No primeiro nível um novo objeto é criado a cada dois minutos. No nível 15, o último nível, o tempo até à criação de um novo objeto será de 10 segundos. Estas regras garantem que o paciente/jogador não perca motivação ou porque o jogo se torna muito fácil, e assim é muito fácil para ele passar todos os níveis ou então por ser muito difícil e se tornar muito frustrante para ele já que não o consegue jogar.

O terapeuta tem também um papel importante nas variações que pretende introduzir no jogo. Quando sentir que o paciente está preparado para tal pode variar as trajetórias dos movimentos dos objetos no espaço.

Desta forma o jogo terá um nível crescente de complexidade com a adição de tarefas significativas ao longo do tempo, de modo a que o paciente possa recuperar alguns movimentos que realizava no seu dia-a-dia.

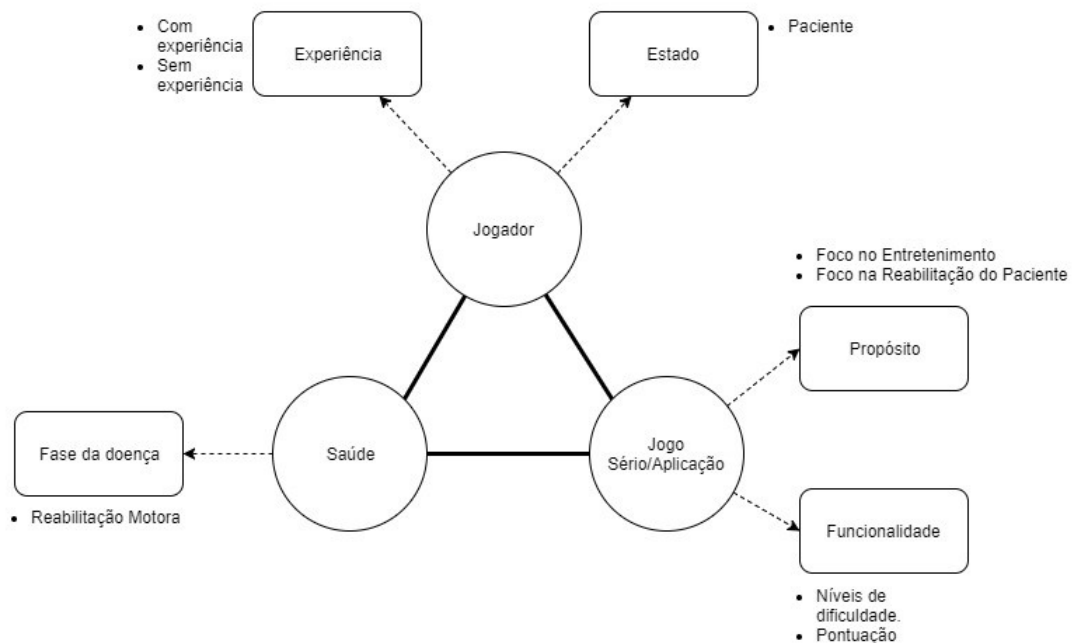


Figura 3.2: Relação entre: Jogador/Paciente - Jogo - Saúde

3.3 Implementação do Jogo

Para validar o conceito e avaliar a usabilidade e utilidade do jogo proposto, uma implementação foi feita. Como suporte para a implementação deste jogo foram usados dois sensores do Polhemus Liberty, sistema descrito no capítulo 2 deste documento e os Oculus RIFT DK2(HMD).

Os Oculus RIFT DK2 são responsáveis por criar o efeito de imersão 3D, fazendo com o paciente se sinta como parte do mundo virtual projetado incorporando o modelo virtual.



Figura 3.3: Oculus RIFT DK2 "head mounted display"(HMD).

Como elementos do ambiente virtual, foram usados objetos (esferas) e um modelo virtual representado na figura (2.9). Esse mesmo modelo é colocado na posição $(0,0,0)$ do referencial mundo da cena virtual.

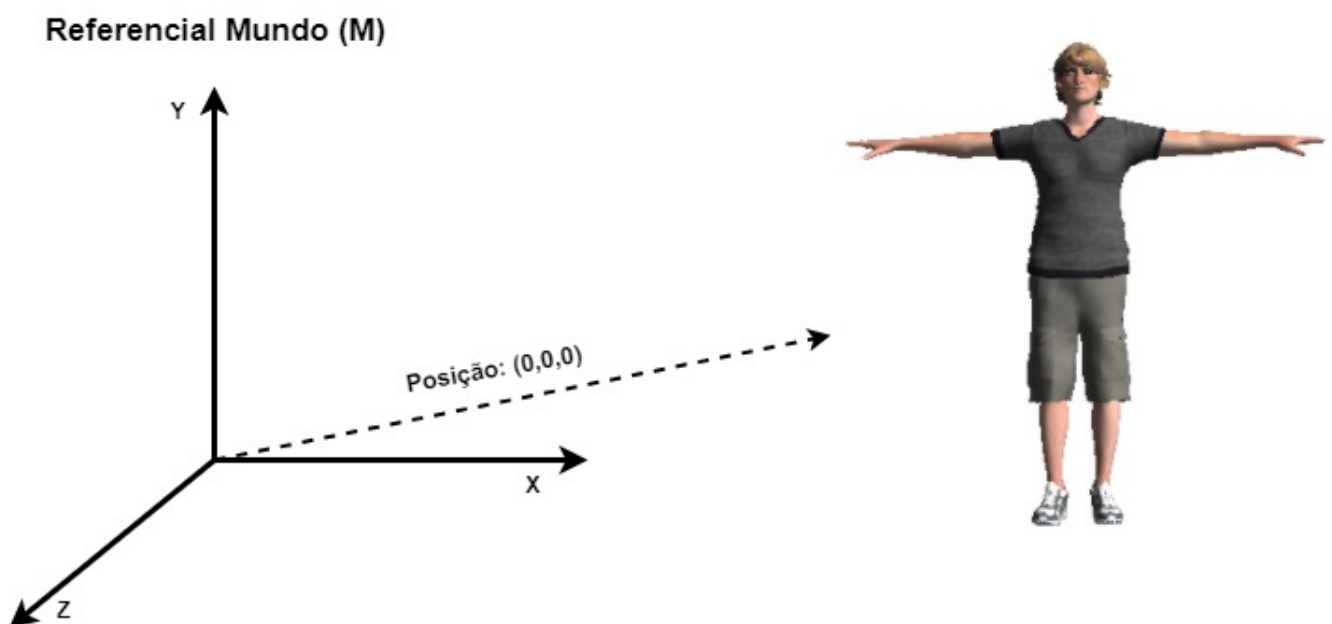


Figura 3.4: Posição do Avatar no referencial mundo (M)

3.3.1 Câmera Virtual

O objetivo principal foi a imersão do paciente na cena virtual para que se sinta no corpo do modelo virtual. Para que este efeito desejado fosse alcançado, a visão do paciente tem de ser gerada através da perspectiva dos olhos do modelo virtual. Isso permite que sempre que o paciente olhe em seu redor sinta que tem pleno controle do modelo virtual, como se estivesse controlando o seu próprio corpo. A variação da orientação do ponto de visão (campo de visão) é recolhida dos Oculus RIFT através de uma matriz de transformação, que relaciona o referencial dos óculos com o referencial mundo da cena virtual ${}^M R_C$.

A posição do ponto de visão no cenário virtual é colocada de forma a ficar à frente da cabeça do modelo. O ponto será colocado ligeiramente à frente da cabeça do modelo. A transformação que contém a orientação dos óculos (${}^M R_C$) será atribuída à cabeça do modelo, que sempre que se desloca levará consigo o ponto de visão do paciente.




Figura 3.5: Posição da Camera Virtual

Considerando o ponto P como sendo o ponto onde a câmara virtual será colocada na cena virtual, e T_P como sendo a matriz de transformação que dá a posição do mesmo no referencial mundo da cena virtual, T_P é calculado a partir da cadeia de transformações, que parte do referencial mundo e percorre todas as juntas do modelo virtual até ao referencial correspondente à junta da cabeça do modelo. Essa cadeia é: *Mundo (M) - Ancas do Modelo (A) - Espinha(2) do Modelo (E2) - Espinha(1) do Modelo (E1) - Espinha do Modelo (E)* -

Cabeça do Modelo (Ca) ;

$$T_P = {}^M T_A * {}^A T_{E2} * {}^{E2} T_{E1} * {}^{E1} T_E * {}^E T_{Ca} \quad (3.1)$$

A transformação resultante será uma matriz da seguinte forma:

$$T_P = \begin{bmatrix} r_{1,1} & r_{1,2} & r_{1,3} & t_x \\ r_{2,1} & r_{2,2} & r_{2,3} & t_y \\ r_{3,1} & r_{3,2} & r_{3,3} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.2)$$


Da matriz T_P resultante, representada em (3.2) apenas interessa o vetor de posição. O mesmo corresponde à posição da cabeça do modelo virtual no referencial mundo do cenário virtual, ficando a nova matriz da seguinte forma:

$$T_P = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & t_x \\ 0 & 1 & 0 & t_y \\ 0 & 0 & 1 & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

À matriz T_P é multiplicada uma matriz T_{des} , que contém vetor de deslocamento p . Este vetor de deslocamento p , consiste num deslocamento (d) sobre o eixo z , de forma a levar o ponto P ligeiramente para a frente da cabeça do modelo virtual.

$$p = \begin{bmatrix} tp_x \\ tp_y \\ tp_z = d \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

$$T_{des} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & tp_x \\ 0 & 1 & 0 & tp_y \\ 0 & 0 & 1 & tp_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

Por fim, é aplicado aos óculos RIFT a seguinte transformação:

$$T_{oculus} = {}^M R_C(T_P + T_{des}) \quad (3.6)$$

Esta transformação permite colocar o ponto de visão no ponto estabelecido. É através deste ponto que é controlado todo o campo de visão de todo o cenário virtual com os óculos RIFT.

3.3.2 Controlo dos Movimentos

Para a finalidade desta fase inicial do tratamento do paciente, o controlo do avatar é limitado à orientação da cabeça e do membro superior afetado. Enquanto a pose da cabeça é obtida diretamente através dos sensores dos Oculus Rift (${}^M R_C$), o braço é rastreado usando dois sensores do Polhemus Liberty. Um dos sensores é o sensor base, a fonte magnética que se comporta como o referencial mundo no espaço real (referencial inercial). Este sensor será colocado em cima de um suporte, durante a realização do jogo.

Para o movimento realizado pelo braço do modelo virtual é usado um outro sensor. Esse sensor é usado para adquirir a posição e a orientação no espaço 3D, em relação ao sensor inercial e será usado como um controlador do movimento do braço do modelo virtual. O sensor é colocado na mão ou no braço do paciente antes de iniciar o jogo. Depois de iniciar o jogo será pedida a realização de uma calibração dos sensores, para fazer a correspondência correta dos movimentos que o paciente realiza com o seu membro afetado, com os movimentos que o modelo virtual executa/replica. Considerando como a posição do sensor o vetor P_{sensor} .

$$P_{sensor} = \begin{bmatrix} t_x = x \\ t_y = y \\ t_z = z \end{bmatrix} \quad (3.7)$$

Dois movimentos de calibração são solicitados. Os mesmos servem para delimitar o intervalo de movimento pretendido. Se necessário esses primeiros movimentos podem ser realizados com o auxílio de um terapeuta. Primeiro o terapeuta coloca o sensor no membro afetado do paciente. Depois o mesmo é colocado em cima de um suporte (ex. mesa) que corresponde ao plano de movimento pretendido. Após isso, realizará pequenos movimentos para a esquerda e para direita para o sistema poder analisar que coordenada do sensor se esta a alterar, já que a posição e orientação do sensor base e do sensor que é colocado no braço do paciente pode ser diferente a cada utilização.

Assumindo que a coordenada x é a coordenada que se está a alterar, será pedido ao paciente para colocar o membro naquela que será a posição inicial de todo o movimento, guardando esse vetor, representado na equação (3.8).

$$P_{sensor_i} = \begin{bmatrix} t_x = x_{inicial} \\ t_y = 0 \\ t_z = 0 \end{bmatrix} \quad (3.8)$$

Se o membro superior afetado for o braço direito o paciente tem de deslocar o braço o máximo que conseguir para a esquerda. Se for o braço esquerdo o paciente tem de deslocar o braço o máximo que conseguir para a direita.

$$P_{sensor_f} = \begin{bmatrix} t_x = x_{final} \\ t_y = 0 \\ t_z = 0 \end{bmatrix} \quad (3.9)$$

Esse vetor será guardado, sendo que a diferença entre o vetor final e o vetor inicial será a amplitude de movimento posteriormente convertida para um ângulo (θ). O mesmo será o ângulo que será aplicado na junta do braço do modelo virtual. O ângulo (θ) será calculado através de uma interpolação linear, onde P_{sensor_i} corresponde a $\theta_{inicial} = 0^\circ$ e P_{sensor_f} a $\theta_{final} = 90^\circ$ e sabendo sempre o valor atual da coordenada x durante a realização dos movimentos realizados com os sensores.

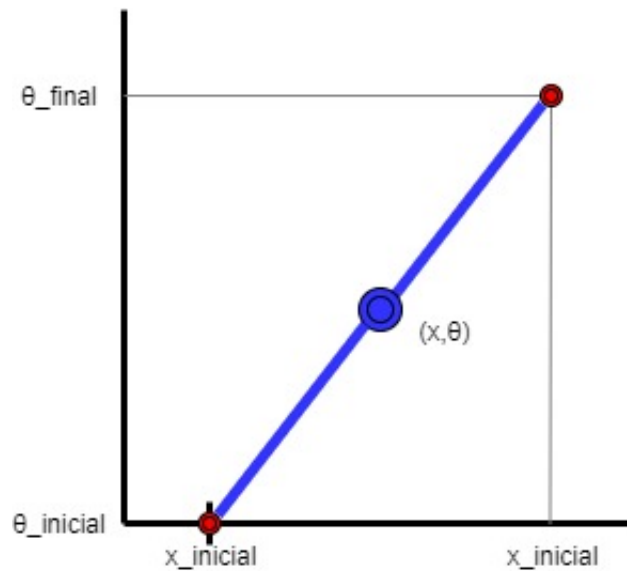


Figura 3.6: Interpolação Linear

Para além dos sensores do Polhemus Liberty foi adicionada outra forma de poder controlar o movimento do modelo virtual, forma essa, através do controlador *Razer Hydra* desenvolvido pela Sixense Entertainment. Esta solução foi particularmente pensada para pacientes que possam agarrar objetos e que se possam sentir mais confortáveis a jogar com um controlador deste género. Para além disso, a utilização do controlador *Razer Hydra* também torna o sistema mais portátil.



Figura 3.7: Razer Hydra Estação Base

O princípio de funcionamento do controlador *Razer Hydra* é o mesmo dos sensores do Polhemus Liberty. Usando a geração de campo magnético para detetar a posição e orientação absoluta dos controladores em relação à estação base representada na figura 3.7.



Figura 3.8: Controlador Razer Hydra

O controlador usado é o representado na figura 3.8. Segue o mesmo princípio de calibração usado com os sensores do Polhemus Liberty, onde é feita a correspondência correta dos movimentos realizados com os movimentos que o modelo virtual executa.

3.3.3 Objetos

Para este jogo foram usados objetos pertencentes à classe *OpenAR*, mais precisamente esferas. A essas esferas são adicionadas texturas. Algumas esferas serão verdes e outras serão vermelhas. As suas dimensões foram previamente definidas antes da sua criação e da sua colocação no cenário virtual.

Inicialmente este jogo permite apenas movimentos realizados através de um só plano. Os objetos são colocados com as coordenadas x e y fixas e a única coordenada a variar será a coordenada z , que representa o percurso, por onde o objeto passa até chegar perto do modelo virtual. O valor da coordenada x é escolhido aleatoriamente através da função $rand()$, que vai gerar valores aleatórios dentro de um intervalo $[x_{min}, x_{max}]$, que será o escolhido para o arranque deste jogo. Sendo $P_{objecto}$ a posição do objeto no espaço virtual.

$$P_{objecto} = \begin{bmatrix} t_x = rand(x_{min}, x_{max}) \\ t_y = y \\ t_z = z \end{bmatrix} \quad (3.10)$$

Ao longo dos vários frames a coordenada t_z do objeto será decrementada de um valor $de = [de_{min}, de_{max}]$, que serão fornecidos à função $rand()$ para poder gerar um número aleatório dentro desse intervalo. Os valores de_{min} e de_{max} , são definidos também para o início do jogo.

$$P_{objecto} = \begin{bmatrix} t_x = rand(x_{min}, x_{max}) \\ t_y = y \\ t_z = z - rand(de_{min}, de_{max}) \end{bmatrix} \quad (3.11)$$

3.3.4 Detecção dos Objetos

O objetivo do jogo é o paciente tocar nos objetos verdes com a mão do modelo virtual. Assumindo ${}^M T_{Mao}$, como a transformação que dá a posição e a orientação da mão no referencial mundo do cenário, a detecção do objeto só é verificada quando o vetor posição da transformação ${}^M T_{Mao}$ é igual a $P_{objecto}$.

A cadeia de transformações que permite calcular a matriz ${}^M T_{Mao}$ da orientação e posição da mão, segue um caminho de transformações. O mesmo começa no referencial mundo do cenário até ao referencial da mão do modelo virtual. Essa cadeia é: *Mundo(M) - Ancas do Modelo(A) - Espinha(2) do Modelo (E2) - Espinha(1) do Modelo (E1) - Espinha do Modelo (E) - Ombro do Modelo (O) - Braço do Modelo (B) - Antebraço do Modelo (AB) - Mão do Modelo (Mão)* ;

$${}^M T_{Mao} = {}^M T_A * {}^A T_{E2} * {}^{E2} T_{E1} * {}^{E1} T_E * {}^E T_O * {}^O T_B * {}^B T_{AB} * {}^{AB} T_{Mo} \quad (3.12)$$

Sempre que o paciente tocar num objeto verde será incrementado o valor de pontuação. Quando tocar num objeto vermelho será decrementado o valor de pontuação.

Capítulo 4

Análise de Resultados

Nesta secção são apresentados os resultados e a usabilidade do jogo.

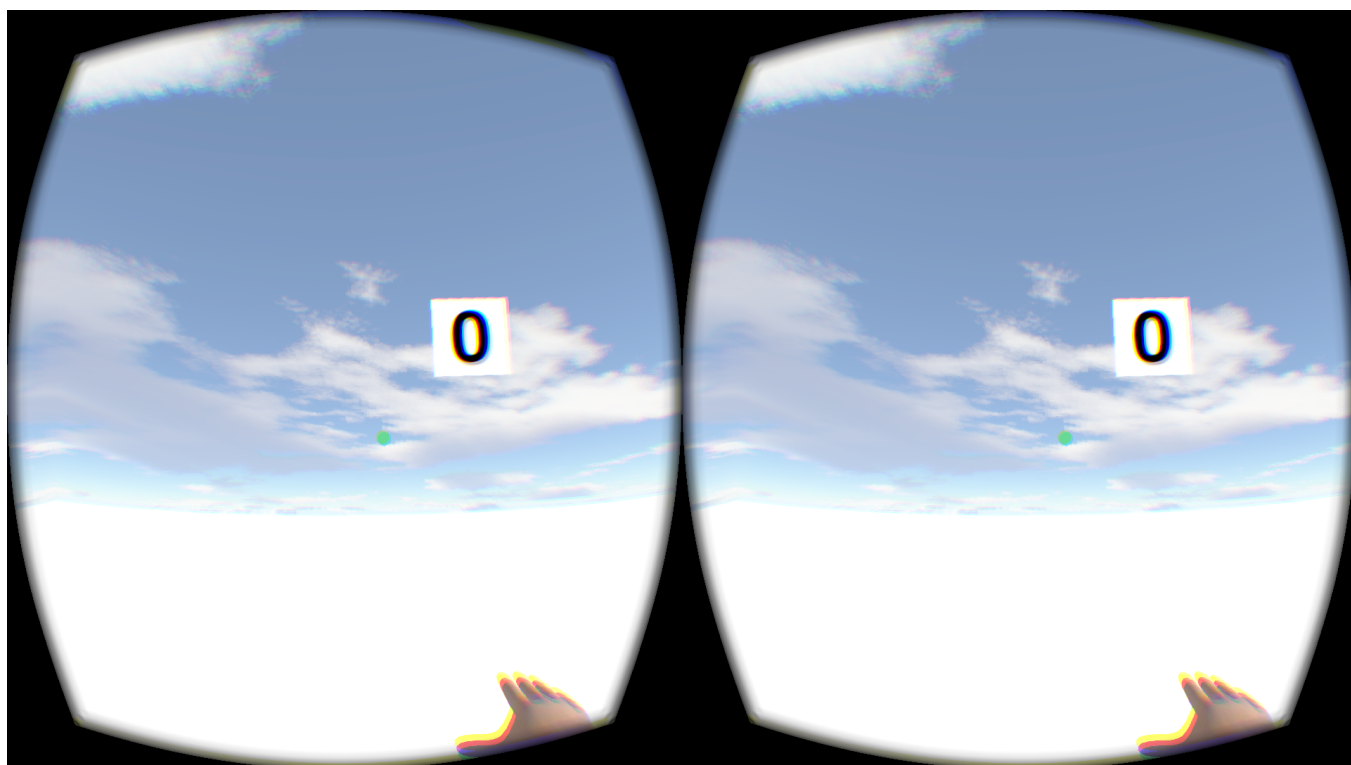


Figura 4.1: Cenário do Início do Jogo

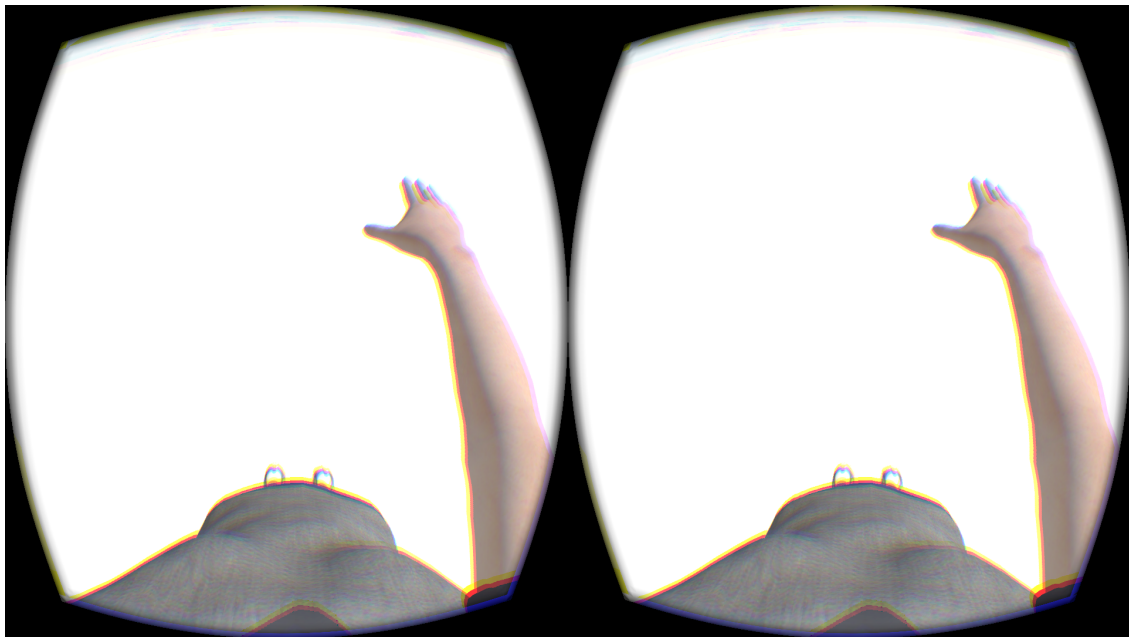


Figura 4.2: Incorporação

A figura 4.1 mostra o início do jogo e a pontuação inicial do paciente. É esperado que o paciente inicie o processo de incorporação no modelo virtual, onde ao olhar em redor se sente no controlo do corpo do modelo virtual, como mostra a figura 4.2.

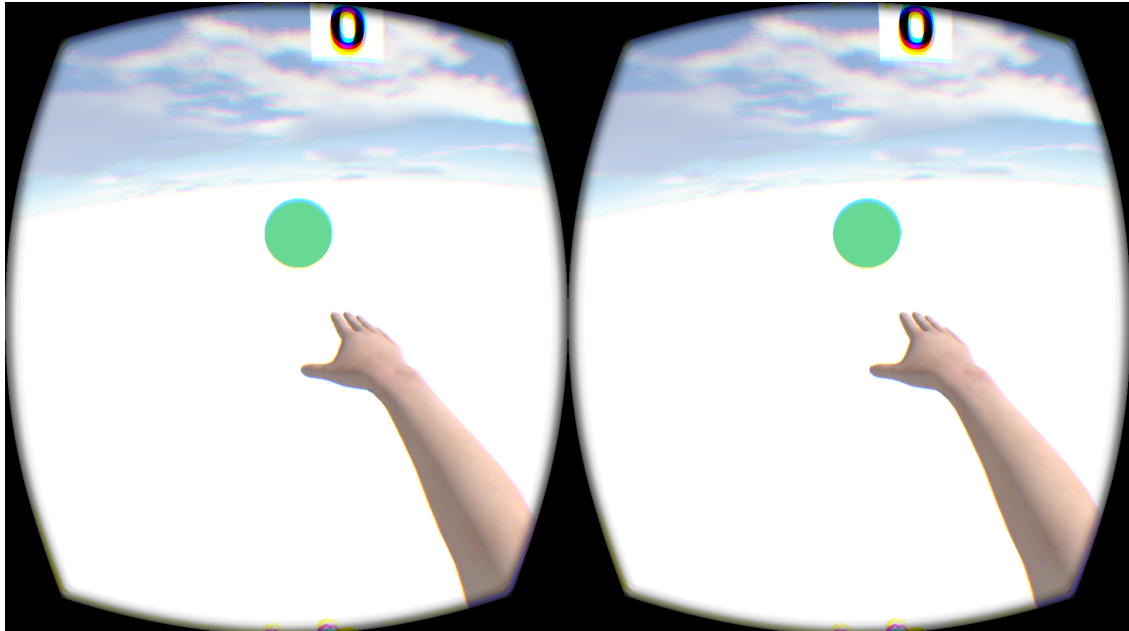


Figura 4.3: Esfera verde a vir em direção ao modelo virtual

Sempre que o paciente estiver pronto para jogar, o terapeuta dá início ao jogo. Ao iniciar o jogo as esferas começam a vir em direção ao modelo virtual. Como descrito anteriormente, o paciente deve tentar tocar nas esferas verdes, como mostra a figura 4.3 e desviar-se das bolas vermelhas como mostra a figura 4.4.

À medida que o jogo vai avançando, o mesmo vai-se adaptando automaticamente de acordo com as necessidades do paciente. Aumentando ou diminuindo o nível de dificuldade ao longo do tempo.

Este jogo foi cuidadosamente projetado para ser útil para pacientes que se encontrem numa fase inicial pós-AVC. O jogo não vai ter o mesmo comportamento para cada jogador/paciente, sendo que vários elementos do jogo são reconfiguráveis de acordo com o nível de habilidade, individualmente para cada paciente:

- Número de objetos.
- Tamanho dos objetos.
- Posição inicial dos objetos.
- Velocidade dos objetos.
- Trajetórias dos objetos.

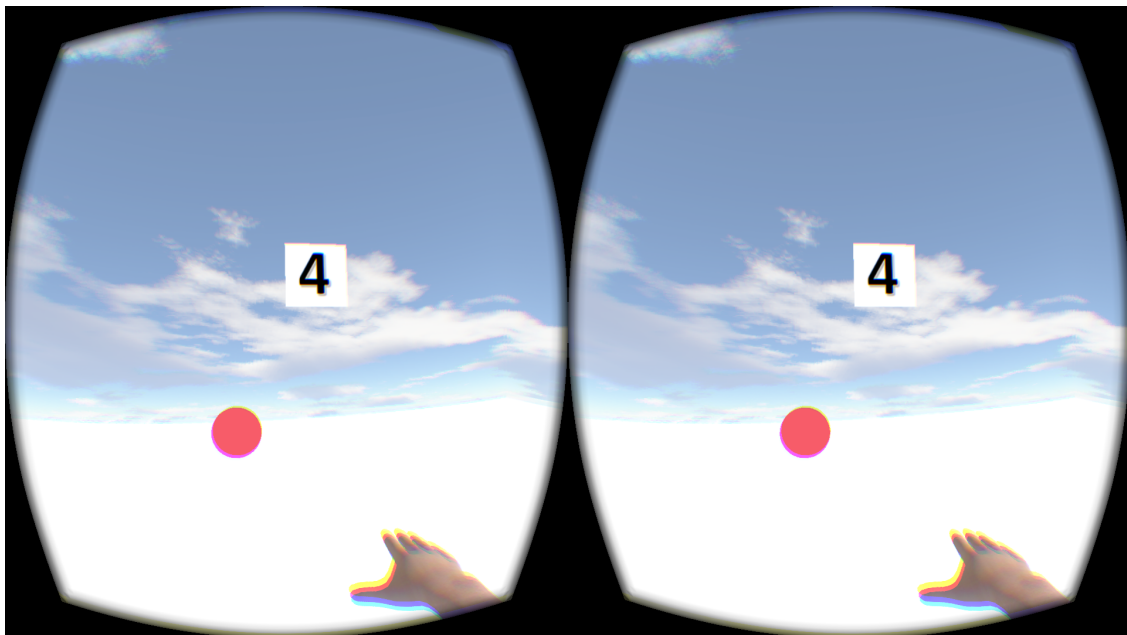


Figura 4.4: Esfera vermelha a vir em direção ao modelo virtual

Um estudo para testar a usabilidade do sistema foi realizado. Este consistiu na realização de testes a oito utilizadores (voluntários do Departamento de Engenharia Eletrotécnica e Computadores da Universidade de Coimbra, com idades compreendidas entre os 18 anos e os 25 anos). Estes utilizadores não tem qualquer relação direta com a realização deste trabalho, mas demonstraram interesse em realizar estes testes de performance e poderem

contribuir com o seu feedback sobre o jogo. Cada um dos voluntários jogou o jogo duas vezes durante 5 minutos e respondeu de seguida a um questionário chamado "Escala de Usabilidade do Sistema" de acordo com [50], questionário esse que segue em anexo.

A maioria dos participantes gostou do jogo (87,5%) e achou o jogo fácil de ser jogado (100%). Os mesmos concordaram que o jogo vai ao encontro do propósito pelo qual foi criado, ou seja, uma estratégia no auxílio à reabilitação motora motivando e encorajando os pacientes a realizarem mais exercícios terapêuticos. Acharam igualmente que o facto de vários parâmetros do jogo serem dinâmicos (por exemplo, velocidade das esferas, diferentes pontuações dependendo da cor das esferas) é muito interessante.

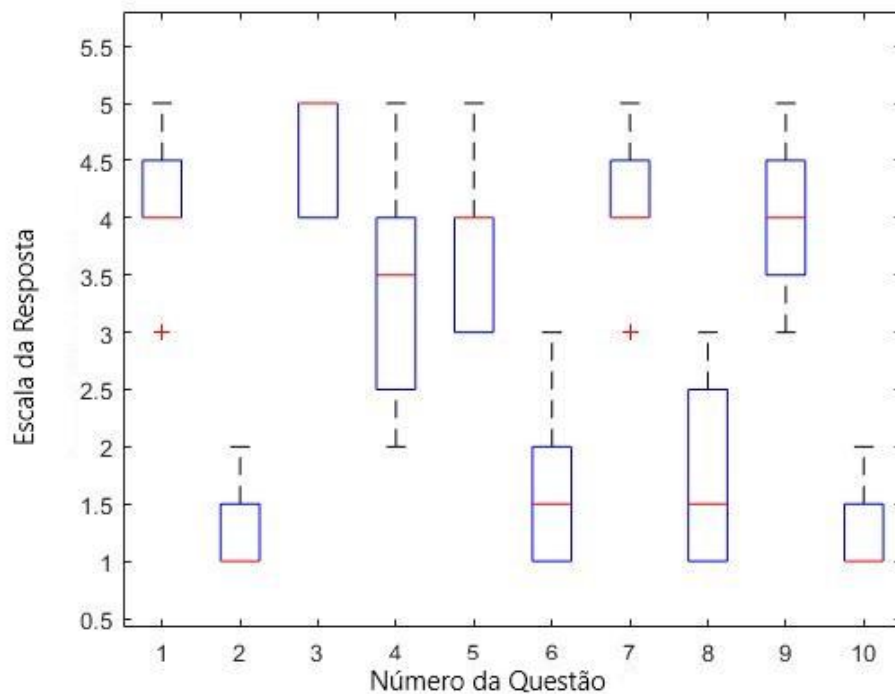


Figura 4.5: Resultados do Questionário da Escala de Usabilidade do Sistema

Foi posto o jogo desenvolvido à apreciação de uma especialista em fisioterapia de forma a provar a validade e a usabilidade do mesmo, e que modificações podem ser realizadas para um trabalho futuro. Mudanças tanto para uma melhoria deste jogo específico, como também para jogos futuros que possam ser criados para o mesmo efeito.

O feedback obtido por parte da terapeuta foi bastante positivo, verificando-se como válidos os requisitos debatidos no capítulo anterior. Requisitos esses relacionados com a estimulação do campo visual, estimulação do tempo de reação e aumento de resistência nos movimentos ao longo do tempo. Com o ambiente imersivo criado o mesmo irá afetar bastante

a nível do sistema vestibular, acionando outros campos cerebrais diferentes. Por se tratar de um cenário virtual simples não havendo assim muitos estímulos leva a que o estímulo visual seja apenas centrado nas bolas, realizando o exercício proposto com ausência de distrações.

O jogo foi pensado e desenvolvido no sentido de estimular apenas movimentos dos ombros e dos braços dos pacientes. Visto isso e após uma breve discussão foi sugerido a utilização de uma ortótese, que será colocada nos braços dos pacientes, podendo assim dissociar o movimento apenas para os braços e ombros e levar a uma estabilização do cotovelo. Para poder aumentar a resistência do movimento pode ser usado um suporte, como já tinha sido referido. Com a utilização de um suporte para o paciente colocar o braço podem ser aplicadas algumas variações, como o suporte ser inclinado ou então a colocação do braço sob um suporte com rodas. Rodas essas que contém travões que podem ser acionados, para assim aumentar a resistência dos movimentos realizados pelos pacientes. Pacientes que já consigam realizar alguns movimentos de forma desimpedida irão jogar sem suporte, explorando movimentos antigravidade. Caso contrário utilizarão um suporte de apoio, que será centrado para pessoas que não consigam realizar muitos movimentos, essencialmente para reeducação motora.

Para além da hipótese de ser jogado com óculos de realidade virtual foi também sugerida a hipótese de ser realizado sem eles. Esta última opção centra-se essencialmente em pessoas que sofram de síndrome vertiginosa e não consigam jogar com os óculos.

O objetivo deste tipo de jogos é que com a montagem de todo o sistema o espaço ocupado seja reduzido, ocupando pouco espaço na mesa de trabalho e que também possa ser facilmente transportável de local para local para uma maior rentabilização do tempo. Foi desta forma, que houve a introdução de mais um componente de controlo de movimento, neste caso o controlador *hydra* de forma a melhorar jogabilidade, mas também a transportabilidade. Esse objetivo foi validado podendo o sistema ser facilmente utilizado e transportado entre várias salas de fisioterapia/outras estações de trabalho.

Alguns aspetos foram debatidos, aspetos esses como a colocação de uma animação de feedback no momento em que o paciente toca no objeto. A animação pode consistir apenas numa mudança de cor na bola como também através da introdução de um pequeno som quando se dá a colisão com o objeto.

Capítulo 5

Conclusão e Trabalho Futuro

O sistema desenvolvido e explicado no capítulo 2, pode ser utilizado para uma variedade de aplicações em grande escala, envolvendo controlo de modelos virtuais articulados (avatars). Os sensores usados neste trabalho foram sensores magnéticos do Polhemus Liberty, mas que podem ser facilmente substituídos pela utilização de outros sensores inerciais, como foi provado através da utilização dos controladores hydra. Inicialmente, o sistema foi pensado para ser usado na construção de um jogo que envolvesse uma utilização total com os oito sensores devidamente calibrados. Depois de uma pesquisa mais aprofundada a atenção deste trabalho ficou apenas centrada numa fase inicial do tratamento pós-AVC, fase essa, em que os movimentos que podem ser realizados são muito poucos. Para o jogo que foi desenvolvido foram usados apenas dois sensores deste sistema, podendo ser utilizados mais sensores à medida que se justifique aproximando-se do sistema aqui montado.

Nesta dissertação são propostos alguns princípios de conceção, que devem ser considerados durante o desenvolvimento de jogos sérios para ambiente de consultório. Estes jogos, não são projetados para substituir a reabilitação motora existente, mas sim, como uma estratégia de auxílio que pode ser usada na reabilitação, pegando em exercícios já existentes e construindo um jogo com base nos mesmos. Propõe-se ajudar no aumento da motivação dos pacientes, de forma a quererem realizar mais e mais exercícios, tornando assim as sessões de reabilitação mais agradáveis.

Os cenários de jogo foram imaginados com o propósito de testar a sua funcionalidade geral, mas também, para testar e provar que a incorporação em ambientes virtuais pode ser um bom auxílio na reabilitação motora. Uma pesquisa adicional deve ser realizada, centrando-se sobre outros exercícios terapêuticos e na melhoria dos cenários virtuais.

Como trabalho futuro é sugerido uma exploração mais profunda da sensação de incorporação e como os sistemas imersivos podem afetar/melhorar o desempenho do paciente. Há uma quantidade muito grande de exercícios terapêuticos, que podem ser explorados e adaptados para um jogo terapêutico. Podem ser criados outros jogos onde se exploram exercícios terapêuticos que não foram explorados neste jogo. Os mesmos podem vir a ser realizados num ambiente doméstico, com a informação de cada paciente a ser guardada numa base de dados, que pode ser acedida pelo seu fisioterapeuta. Esses futuros jogos podem ser mais centrados num aumento da resistência, motricidade fina, estimulando igualmente as atividades cognitivas.

Com o trabalho desenvolvido nesta dissertação, está em preparação um artigo científico para a *IEEE LifeTech*.

Capítulo 6

Anexos

Escala de Usabilidade do Sistema

	Discordo plenamente				Concordo plenamente
1. Acho que gostaria de utilizar este produto com frequência.	1	2	3	4	5
2. Considerei o produto mais complexo do que necessário.	1	2	3	4	5
3. Achei o produto fácil de utilizar.	1	2	3	4	5
4. Acho que necessitaria de ajuda de um técnico para conseguir utilizar este produto.	1	2	3	4	5
5. Considerei que as várias funcionalidades deste produto estavam bem integradas.	1	2	3	4	5
6. Achei que este produto tinha muitas inconsistências.	1	2	3	4	5
7. Suponho que a maioria das pessoas aprenderia a utilizar rapidamente este produto.	1	2	3	4	5
8. Considerei o produto muito complicado de utilizar.	1	2	3	4	5
9. Senti-me muito confiante a utilizar este produto.	1	2	3	4	5
10. Tive que aprender muito antes de conseguir lidar com este produto.	1	2	3	4	5

Figura 6.1: SUS - Escala de Usabilidade do Sistema

Bibliografia

- [1] J. Alvarez, “Du jeu vidéo au serious game: approches culturelle, pragmatique et formelle,” Ph.D. dissertation, Toulouse 2, 2007.
- [2] R. A. RATAN and U. Ritterfeld, “Classifying serious games,” in *Serious games*. Routledge, 2009, pp. 32–46.
- [3] D. Djaouti, J. Alvarez, J.-P. Jessel, and O. Rampnoux, “Origins of serious games,” in *Serious games and edutainment applications*. Springer, 2011, pp. 25–43.
- [4] D. R. Michael and S. L. Chen, *Serious games: Games that educate, train, and inform*. Muska & Lipman/Premier-Trade, 2005.
- [5] B. Bonnechère, *Serious Games in Physical Rehabilitation*. Springer, 2018.
- [6] P. Haring, D. Chakinska, and U. Ritterfeld, “Understanding serious gaming: A psychological perspective,” in *Handbook of research on improving learning and motivation through educational games: Multidisciplinary approaches*. IGI Global, 2011, pp. 413–430.
- [7] P. Vorderer, C. Klimmt, and U. Ritterfeld, “Enjoyment: At the heart of media entertainment,” *Communication theory*, vol. 14, no. 4, pp. 388–408, 2004.
- [8] A. Jacobs, A. Timmermans, M. Michielsen, M. Vander Plaetse, and P. Markopoulos, “Contrast: gamification of arm-hand training for stroke survivors,” in *CHI’13 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems*. ACM, 2013, pp. 415–420.
- [9] M. K. Holden, “Virtual environments for motor rehabilitation,” *Cyberpsychology & behavior*, vol. 8, no. 3, pp. 187–211, 2005.
- [10] I. E. Sutherland, “The ultimate display,” *Multimedia: From Wagner to virtual reality*, pp. 506–508, 1965.

- [11] J. D. Funge, *Artificial intelligence for computer games: an introduction*. AK Peters/CRC Press, 2004.
- [12] D. L. Jaffe, D. A. Brown, C. D. Pierson-Carey, E. L. Buckley, and H. L. Lew, “Stepping over obstacles to improve walking in individuals with poststroke hemiplegia.” *Journal of Rehabilitation Research & Development*, vol. 41, 2004.
- [13] J. Edmans, J. Gladman, M. Walker, A. Sunderland, A. Porter, and D. S. Fraser, “Mixed reality environments in stroke rehabilitation: development as rehabilitation tools,” *International Journal on Disability and Human Development*, vol. 6, no. 1, pp. 39–46, 2007.
- [14] E. Keshner and R. Kenyon, “The influence of an immersive virtual environment on the segmental organization of postural stabilizing responses,” *Journal of Vestibular Research*, vol. 10, no. 4, 5, pp. 207–219, 2000.
- [15] N. Magnenat-Thalmann and Z. Kasap, “Virtual humans in serious games,” in *CyberWorlds, 2009. CW’09. International Conference on*. IEEE, 2009, pp. 71–79.
- [16] M. Ma and K. Bechkoum, “Serious games for movement therapy after stroke,” in *Systems, Man and Cybernetics, 2008. SMC 2008. IEEE International Conference on*. IEEE, 2008, pp. 1872–1877.
- [17] A. S. Rizzo and G. J. Kim, “A swot analysis of the field of virtual reality rehabilitation and therapy,” *Presence: Teleoperators & Virtual Environments*, vol. 14, no. 2, pp. 119–146, 2005.
- [18] J. W. Burke, M. McNeill, D. Charles, P. Morrow, J. Crosbie, and S. McDonough, “Serious games for upper limb rehabilitation following stroke,” in *Games and Virtual Worlds for Serious Applications, 2009. VS-GAMES’09. Conference in*. IEEE, 2009, pp. 103–110.
- [19] “Mixamo,” <https://www.mixamo.com/#/>.
- [20] B. D. Lucas, T. Kanade *et al.*, “An iterative image registration technique with an application to stereo vision,” 1981.
- [21] J. E. Gentle, *Matrix transformations and factorizations*. Springer, 2007.

- [22] W. R. Hamilton, “Xi. on quaternions; or on a new system of imaginaries in algebra,” *The London, Edinburgh, and Dublin Philosophical Magazine and Journal of Science*, vol. 33, no. 219, pp. 58–60, 1848.
- [23] S. C. de Biasi and M. Gattass, “Utilização de quatérnios para representação de rotações em 3-d,” *Relatório técnico, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro*, Disponível em < <http://www.tecgraf.puc-rio.br/~mgattass>, 2007.
- [24] M. Galo, *A representação de matrizes de rotação e o uso de quatérnios em Ciências Geodésicas*, 01 2001, pp. 214–231.
- [25] Stroke Association, “State of the nation: Stroke statistics,” https://www.stroke.org.uk/system/files/sotn_2018.pdf, accessed: 2018-10-22.
- [26] P. A. Wolf, R. B. D’agostino, A. J. Belanger, and W. B. Kannel, “Probability of stroke: a risk profile from the framingham study.” *Stroke*, vol. 22, no. 3, pp. 312–318, 1991.
- [27] P. W. Duncan, G. P. Samsa, M. Weinberger, L. B. Goldstein, A. Bonito, D. M. Witter, C. Enarson, and D. Matchar, “Health status of individuals with mild stroke,” *Stroke*, vol. 28, no. 4, pp. 740–745, 1997.
- [28] C. Lewandowski and W. Barsan, “Treatment of acute ischemic stroke,” *Annals of emergency medicine*, vol. 37, no. 2, pp. 202–216, 2001.
- [29] D. V. Vaz, R. F. Alvarenga, M. C. Mancini, T. P. d. S. Pinto, S. R. C. Furtado, and M. G. A. Tirado, “Constraint-induced movement therapy in hemiplegia: a single-subject study,” *Fisioterapia e Pesquisa*, vol. 15, no. 3, pp. 298–303, 2008.
- [30] S. B. O’sullivan and T. J. Schmitz, “Fisioterapia: avaliação e tratamento,” in *Fisioterapia: avaliação e tratamento*, 2004.
- [31] C. E. Levy, D. S. Nichols, P. M. Schmalbrock, P. Keller, and D. W. Chakeres, “Functional mri evidence of cortical reorganization in upper-limb stroke hemiplegia treated with constraint-induced movement therapy,” *American Journal of physical medicine & rehabilitation*, vol. 80, no. 1, pp. 4–12, 2001.
- [32] V. Parker, D. Wade, and R. L. Hewer, “Loss of arm function after stroke: measurement, frequency, and recovery,” *International rehabilitation medicine*, vol. 8, no. 2, pp. 69–73, 1986.

- [33] H. S. Jørgensen, H. Nakayama, H. O. Raaschou, J. Vive-Larsen, M. Støier, and T. S. Olsen, "Outcome and time course of recovery in stroke. part i: Outcome. the copenhagen stroke study," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 76, no. 5, pp. 399–405, 1995.
- [34] P. M. Davies, *Steps to follow: the comprehensive treatment of patients with hemiplegia*. Springer Science & Business Media, 2000.
- [35] J. Filiatrault, A. B. Arsenault, E. Dutil, and D. Bourbonnais, "Motor function and activities of daily living assessments: a study of three tests for persons with hemiplegia," *American Journal of Occupational Therapy*, vol. 45, no. 9, pp. 806–810, 1991.
- [36] P. W. Duncan, "Synthesis of intervention trials to improve motor recovery following stroke," *Topics in Stroke Rehabilitation*, vol. 3, no. 4, pp. 1–20, 1997.
- [37] E. Ernst, "A review of stroke rehabilitation and physiotherapy." *Stroke*, vol. 21, no. 7, pp. 1081–1085, 1990.
- [38] C. Bütefisch, H. Hummelsheim, P. Denzler, and K.-H. Mauritz, "Repetitive training of isolated movements improves the outcome of motor rehabilitation of the centrally paretic hand," *Journal of the neurological sciences*, vol. 130, no. 1, pp. 59–68, 1995.
- [39] K. H. Mauritz, S. Hesse, and T. Platz, "Late recovery of motor functions." *Advances in neurology*, vol. 73, p. 395, 1997.
- [40] C. G. Ostendorf and S. L. Wolf, "Effect of forced use of the upper extremity of a hemiplegic patient on changes in function: a single-case design," *Physical therapy*, vol. 61, no. 7, pp. 1022–1028, 1981.
- [41] E. Taub, N. E. Miller, T. A. Novack, W. Fleming, C. Nepomuceno, J. Connell, J. Crago *et al.*, "Technique to improve chronic motor deficit after stroke." *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 74, no. 4, pp. 347–354, 1993.
- [42] E. Taub, J. E. Crago, and G. Uswatte, "Constraint-induced movement therapy: A new approach to treatment in physical rehabilitation." *Rehabilitation Psychology*, vol. 43, no. 2, p. 152, 1998.
- [43] A. Sterr, T. Elbert, I. Berthold, S. Kölbl, B. Rockstroh, and E. Taub, "Longer versus shorter daily constraint-induced movement therapy of chronic hemiparesis: an explo-

- ratory study,” *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 83, no. 10, pp. 1374–1377, 2002.
- [44] D. M. Morris, J. E. Crago, S. C. DeLuca, R. D. Pidikiti, and E. Taub, “Constraint-induced movement therapy for motor recovery after stroke,” *NeuroRehabilitation*, vol. 9, no. 1, pp. 29–43, 1997.
- [45] E. Taub, G. Uswatte, R. Pidikiti *et al.*, “Constraint-induced movement therapy: a new family of techniques with broad application to physical rehabilitation—a clinical review,” *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 36, no. 3, pp. 237–251, 1999.
- [46] S. J. Page, S. Sisto, P. Levine, and R. E. McGrath, “Efficacy of modified constraint-induced movement therapy in chronic stroke: a single-blinded randomized controlled trial 1,” *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 85, no. 1, pp. 14–18, 2004.
- [47] S. L. Wolf, D. E. Lecraw, L. A. Barton, and B. B. Jann, “Forced use of hemiplegic upper extremities to reverse the effect of learned nonuse among chronic stroke and head-injured patients,” *Experimental neurology*, vol. 104, no. 2, pp. 125–132, 1989.
- [48] B. Patrão, S. Pedro, and P. Menezes, “Human emotions and physiological signals: A classroom experiment,” *International Journal of Online Engineering (iJOE)*, vol. 12, no. 04, pp. 37–39, 2016.
- [49] Stroke Association, “Visual problems after stroke,” https://www.stroke.org.uk/sites/default/files/visual_problems_after_stroke.pdf, accessed: 2018-10-22.
- [50] A. I. Martins, A. F. Rosa, A. Queirós, A. Silva, and N. P. Rocha, “European portuguese validation of the system usability scale (sus),” *Procedia Computer Science*, vol. 67, pp. 293–300, 2015.