

**DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA DE REALIDADE VIRTUAL
IMERSIVO PARA REABILITAÇÃO DE MARCHA USANDO
ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA**

HENRIQUE DE SOUSA E SILVA BALBINO

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA DE
SISTEMAS ELETRÔNICOS E DE AUTOMAÇÃO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**FACULDADE DE TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA**

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA DE REALIDADE
VIRTUAL IMERSIVO PARA REABILITAÇÃO DE
MARCHA USANDO ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA

HENRIQUE DE SOUSA E SILVA BALBINO

ORIENTADOR: PROF. ANTONIO PADILHA LANARI BÓ, DR,
ENE/UNB

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA DE SISTEMAS
ELETRÔNICOS E DE AUTOMAÇÃO

PUBLICAÇÃO: PGEA.TD - 743/2020
BRASÍLIA/DF: FEVEREIRO - 2020

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA DE REALIDADE VIRTUAL
IMERSIVO PARA REABILITAÇÃO DE MARCHA USANDO
ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA**

HENRIQUE DE SOUSA E SILVA BALBINO

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA AO DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA
ELÉTRICA DA FACULDADE DE TECNOLOGIA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO
PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE.**

APROVADA POR:

**ANTONIO PADILHA LANARI BO, Dr., ENE/UNB
(ORIENTADOR)**

**GEOVANY ARAÚJO BORGES, Dr., ENE/UNB
(EXAMINADOR INTERNO)**

**CARLA SILVA ROCHA AGUIAR, Dra., FGA/UNB
(EXAMINADORA EXTERNA)**

Brasília, 28 de fevereiro de 2020.

FICHA CATALOGRÁFICA

HENRIQUE DE SOUSA E SILVA BALBINO

Desenvolvimento de sistema de realidade virtual imersivo para reabilitação de marcha usando estimulação elétrica [Distrito Federal] 2020.

xiv, 103 p., 210 x 297 mm (ENE/FT/UnB, Mestre, Engenharia Elétrica, 2020).

Dissertação de Mestrado - Universidade de Brasília, Faculdade de Tecnologia.

Departamento de Engenharia Elétrica

1. Realidade virtual imersiva

2. Reabilitação

3. Rastreamento de movimento

4. Caminhada

I. ENE/FT/UnB

II. Título (série)

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

BALBINO, H. S. S. (2020). Desenvolvimento de sistema de realidade virtual imersivo para reabilitação de marcha usando estimulação elétrica. Dissertação de Mestrado em Engenharia de Sistemas Eletrônicos e de Automação, Publicação PGEA.TD-743/2020, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 103 p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Henrique de Sousa e Silva Balbino

TÍTULO: Desenvolvimento de sistema de realidade virtual imersivo para reabilitação de marcha usando estimulação elétrica.

GRAU: Mestre em Engenharia de Sistemas Eletrônicos e de Automação ANO: 2020

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta Dissertação de Mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. Os autores reservam outros direitos de publicação e nenhuma parte dessa Dissertação de Mestrado pode ser reproduzida sem autorização por escrito dos autores.

Henrique de Sousa e Silva Balbino

Depto. de Engenharia Elétrica (ENE) - FT

Universidade de Brasília (UnB)

Campus Darcy Ribeiro

CEP 70919-970 - Brasília - DF - Brasil

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, gostaria de agradecer ao meu orientador Antonio Padilha. Ele me introduziu no campo da engenharia biomédica, ao contato com pessoas que possuem lesão medular e às tecnologias para auxiliar essas pessoas incluindo a área de reabilitação neuromotora. Ele também me ajudou bastante em diversos aspectos para que eu pudesse realizar a pesquisa como encontrar referências importantes, implementação da bolsa de mestrado enquanto eu estava na lista de espera do programa, compra de materiais imprescindíveis (computador, Vive, esteira), além da própria orientação e aconselhamento em todas as fases do mestrado, mesmo com parte disso ocorrendo à distância.

Em seguida, eu quero agradecer aos membros do projeto EMA como um todo. Eles também fizeram parte da minha introdução no campo da engenharia biomédica e de trabalhar com tecnologias para reabilitação neuromotora, além de me ensinarem a utilizar os equipamentos e também todo o trabalho em equipe realizado durante o meu mestrado. Em especial, eu gostaria de agradecer aos membros Lucas Fonseca, por, além de várias outras atitudes, ter me incentivado com a ideia de usar o sinal da IMU acoplada ao usuário para fazer o deslocamento no ambiente virtual, Ricardo Ito, por ter ajudado no desenvolvimento de um dos ambientes virtuais, e o prof. Roberto Baptista, pelos conselhos e ajuda na construção e revisão do texto.

Eu também quero agradecer a todos os voluntários que participaram dos experimentos. A contribuição deles, além de ser indispensável para concluir o trabalho, me mostrou na prática um pouco dos benefícios que este trabalho pode proporcionar no futuro da reabilitação. Também me sinto muito gratificado com a opinião dos voluntários.

Agradeço à CAPES por ter financiado a bolsa de mestrado pelo PGEA, à FAPDF pelo financiamento dos equipamentos e ao PGEA por me proporcionar a oportunidade de realizar o mestrado.

Por fim eu agradeço aos meus pais e irmãs por todo o apoio e estímulo desde sempre, inclusive no decorrerimento do mestrado.

RESUMO

A deficiência motora é uma condição que interfere na qualidade de vida de milhões de pessoas no mundo. Uma condição muito comum que leva a algum tipo de deficiência motora (por exemplo, paraplegia) devido à danificação do sistema nervoso é a lesão medular. A lesão medular ocorre com a lesão da medula espinhal, impedindo a comunicação entre o cérebro e as partes do corpo após a lesão e levando à perda de mobilidade e sensibilidade.

Para auxiliar na qualidade de vida de pessoas com deficiência motora, uma das principais alternativas é a reabilitação. Na reabilitação, a pessoa com deficiência exercita as partes afetadas para reduzir os efeitos negativos devido à lesão e há a possibilidade de recuperar, ao menos parcialmente, as funções perdidas.

Uma tecnologia amplamente utilizada em várias modalidades de reabilitação, inclusive para lesão medular, é a realidade virtual (da sigla em inglês VR, que significa *virtual reality*). Essa tecnologia permite ao usuário se sentir imerso em um ambiente virtual e interagir com objetos presentes nesse ambiente. A reabilitação normalmente exige muito esforço e dedicação do paciente, já que seu resultado depende da frequência e da intensidade que os exercícios são realizados, o que pode ser considerado chato, cansativo e desgastante. A realidade virtual auxilia na reabilitação fornecendo ao paciente maior motivação e engajamento na realização dos exercícios, além de poder fornecer uma medida de desempenho.

Neste trabalho é desenvolvido um sistema de realidade virtual imersivo no contexto de reabilitação para pessoas paraplégicas, com ênfase em lesão medular. O trabalho é desenvolvido com atividades que fornecem a sensação de caminhada. É esperado que o usuário tenha uma experiência imersiva e interativa semelhante à uma pessoa sem deficiência caminhando naturalmente.

Para fornecer a experiência imersiva, o hardware de realidade virtual utilizado foi o HTC Vive. O ambiente virtual com um avatar e suas funcionalidades foram desenvolvidos com a Unreal Engine. Além dos controles e do HMD do Vive, também foram utilizadas IMUs para o rastreamento de partes do corpo do usuário. No ambiente virtual, o usuário incorpora um avatar, que o representa fisicamente no ambiente virtual. As informações de rastreamento vindo dos dispositivos fixos às partes do corpo do usuário são utilizadas para que o avatar replique os movimentos do usuário nas partes correspondentes (cabeça, braços e pernas). Para fornecer uma sensação imersiva, o usuário tem uma visão em primeira pessoa em relação ao avatar, ou seja, a câmera é posicionada onde estariam os olhos do avatar, além da câmera obedecer aos dados de rastreamento do HMD.

Para fornecer uma forma de deslocamento no ambiente virtual que depende dos movimentos do usuário, que pode ser paraplégico, foi desenvolvido um algoritmo que analisa o sinal de orientação de uma IMU acoplada ao braço do usuário e estima a velocidade de movimento. Essa implementação fornece uma experiência interativa de deslocamento que se assemelha à caminhada física.

Os experimentos com voluntários ocorreram em até 3 etapas. A primeira, de caminhada na esteira com pessoas hígdas, para avaliar a estimativa da velocidade com a velocidade de referência da esteira. A segunda, com realidade virtual, em um ambiente com um circuito e uma referência móvel para avaliar o controle

do movimento do usuário com o avatar. A terceira, também com realidade virtual, é um caminho em linha reta infinito com elementos de gamificação, o que permite avaliar o desempenho para cumprir tarefas no ambiente virtual. Os experimentos de realidade virtual foram feitos com pessoas híbridas e com pessoas com paraplegia.

Após os experimentos, foram aplicados questionários validados para avaliar a experiência dos voluntários. Também foi feita uma questão discursiva para os voluntários descreverem a experiência com o sistema desenvolvido.

Os resultados mostram que os voluntários foram capazes de controlar o avatar no ambiente virtual para cumprir as tarefas. Através dos questionários, foi possível concluir que os voluntários gostaram da experiência, se sentiram imersos e acreditam que o sistema é capaz de ajudar na reabilitação. Por outro lado, alguns sintomas se expressaram com o uso do sistema incluindo enjoo e desconforto.

Como propostas futuras são sugeridas melhorias para evitar os sintomas (principalmente enjoo), implementação de outras formas de interação no mundo virtual e também integração com outros sistemas de reabilitação. As melhorias sugeridas para evitar o enjoo incluem melhorar as formas de deslocamento e de girar no mundo virtual, ou até mesmo planejar as atividades para exigir menos movimento dos usuários. A adição de outras formas de interação permitiria a criação de atividades mais complexas e possivelmente engajadoras. Já a integração com outros sistemas de reabilitação permitiria o movimento físico das pernas do usuário nas atividades com realidade virtual.

Palavras-chave: Realidade virtual imersiva. Reabilitação. Rastreamento de movimento. Caminhada.

ABSTRACT

Motor disability is a condition that impairs the quality of life of millions of people around the world. A very common condition that leads to some kinds of motor disability (i.e.: paraplegia) due to the damage to the nervous system is the spinal cord injury (SCI). SCI prevents the communication between the brain and parts of the body below the injury and leads to the loss of mobility and sensibility.

To improve the quality of life of people with motor disability, one of the main alternatives is rehabilitation. In rehabilitation, the person with disability exercises the affected parts to reduce the negative effects due to the injury and there is a chance of recovery, at least partially, of the lost functions.

A technology widely used in many kinds of rehabilitation, including for SCI, is virtual reality (VR). This technology allows the user to feel immersed in a virtual environment and interacting with objects inside this environment. Rehabilitation usually demands a lot of effort and dedication from the patient, since its results depends on the frequency and the intensity that the exercises are executed, that can be considered boring, tiring and wearing. VR assists the rehabilitation providing the patient greater motivation and engagement while doing the exercises, besides allowing to measure performance.

In this work it is developed an immersive VR system in the rehabilitation context for paraplegic people, with emphasis in SCI. The work is developed with activities that provide the feeling of walking. It is expected that the user has an immersive and interactive experience close to a person without any disability walking naturally.

To provide a way to move in the virtual environment that depends on the movements of the user, that can be a paraplegic person, an algorithm was developed to analyze the signal of the orientation of an IMU attached to the arm of the user and estimates the velocity of the movement. This implementation allows an interactive experience of movement and that resembles walking physically.

The experiments with volunteers occurred in up to 3 phases. The first one, of non-disabled people walking in a treadmill, to evaluate the estimated velocity compared to the velocity of reference from the treadmill. The second phase, using VR, in an environment with a circuit and a moving reference to evaluate the control of the movement of the user with the avatar. The third phase, also using VR, is an infinite straight forward path with gamification elements, allowing to evaluate the performance by accomplishing tasks in the virtual environment. People with and without paraplegia participated in the VR experiments.

After the experiments, validated questionnaires were applied to assess the experience of the volunteers. Also, a discursive question was made for the volunteers to describe the experience with the developed system.

The results showed that the volunteers were capable to control the avatar in the virtual environment in order to accomplish the tasks. Through the questionnaires, it was possible to conclude that the volunteers enjoyed the experience, felt immersed and believe that the system is capable to assist the rehabilitation. On the other hand, some symptoms were expressed by the use of the system including nausea and discomfort.

Suggested future proposals include improvements to prevent the symptoms (mainly nausea), implementation of other kinds of interaction in the virtual world and also integration with other rehabilitation systems. The suggested improvements to prevent nausea include better implementations for moving and turning in the virtual world, or even design the activities in a less demanding way to the users. Additional kinds of interaction would allow the creation of more complex activities that are possibly more engaging. The integration with other rehabilitation systems would allow the physical movement of the legs of the user during the activities with VR.

Keywords: Immersive virtual reality. Rehabilitation. Motion tracking. Walking.

SUMÁRIO

1	Introdução	1
1.1	Contextualização	1
1.2	Definição do problema	3
1.3	Objetivos	5
2	Fundamentação Teórica	7
2.1	Realidade virtual	7
2.2	Representação de orientação no espaço tridimensional	9
2.2.1	Ângulos de Euler	9
2.2.2	Quatérnios	11
2.2.3	Conversão entre quatérnios e ângulos de Euler	12
3	Estado da Arte	13
4	Metodologia	16
4.1	Panorama do sistema de realidade virtual para reabilitação	16
4.2	Equipamentos utilizados	19
4.2.1	IMUs (<i>inertial measurement units</i>)	19
4.2.2	HTC Vive	20
4.2.3	Unreal Engine	21
4.3	Estimativa e cálculo da velocidade de deslocamento	23
4.3.1	Métodos de cálculo	24
4.3.2	Opções de cálculo	24
4.3.3	Método MinMax	24
4.3.4	Limitação de período	26
4.3.5	Método CrossMean	27
4.3.6	Método Fourier	29
4.3.7	Opção Low-pass	30
4.3.8	Opção Delay	31
4.3.9	Opção PeriodOnly	31
4.4	Desenvolvimento dos ambientes virtuais e do personagem	36
4.4.1	IMUs virtuais	38
4.4.2	Funcionalidades do personagem	39
4.4.2.1	Perspectiva da câmera em primeira pessoa	39
4.4.2.2	Rastreamento das partes do personagem	39
4.4.2.3	Opções de controle do avatar	43

4.4.2.4	Controle do deslocamento do avatar com dados da IMU	43
4.4.3	Aparência do personagem	44
4.4.4	Ambiente com circuito e faixa móvel de referência	45
4.4.5	Ambiente com caminho em linha reta infinito	46
4.5	Experimentos de caminhada em esteira	47
4.6	Experimentos de reabilitação com realidade virtual	48
4.6.1	Atividade experimental no ambiente do circuito	50
4.6.2	Atividade experimental no ambiente do caminho infinito	51
5	Resultados Experimentais	52
5.1	Trabalho publicado	52
5.2	Responsividade do sistema de realidade virtual	52
5.2.1	Responsividade da comunicação com as IMUs	53
5.3	Estimativa e cálculo de velocidade	55
5.4	Estimativa da velocidade com voluntários caminhando na esteira	62
5.5	Desempenho e opinião dos voluntários nos experimentos de realidade virtual	66
5.5.1	Desempenho no circuito	66
5.5.2	Desempenho no caminho infinito	71
5.5.3	Respostas dos questionários	73
5.5.3.1	Questionário SEQ	73
5.5.3.2	Questionário SSQ	74
5.5.3.3	Questionário PACES	77
5.5.4	Opinião discursiva dos voluntários	79
5.6	Discussão	80
6	Conclusão	83
	Bibliografia	85
A	Protocolo do Comitê de Ética em Pesquisa	88
B	Blueprints da Unreal Engine utilizadas na aplicação de realidade virtual	100

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1	Classificação dos níveis de lesão medular e relação com as regiões afetadas	2
Figura 2.1	Representação de orientação no espaço tridimensional pelos ângulos de Euler	10
Figura 4.1	Diagrama do sistema de realidade virtual para reabilitação	17
Figura 4.2	Dispositivos 3-Space Wireless da Yost Labs	19
Figura 4.3	HTC Vive	20
Figura 4.4	Editor da Unreal Engine	21
Figura 4.5	Exemplo de Blueprint da Unreal Engine	22
Figura 4.6	Estimativa da velocidade em uma senoide simples pelo método Min-Max	25
Figura 4.7	Estimativa da velocidade em uma senoide com perturbação pelo método MinMax	26
Figura 4.8	Estimativa da velocidade em uma senoide com perturbação pelo método MinMax com limitação de período	27
Figura 4.9	Estimativa da velocidade em uma senoide com perturbação pelo método CrossMean	28
Figura 4.10	Estimativa da velocidade em uma senoide com perturbação pelo método Fourier	29
Figura 4.11	Estimativa da velocidade em uma senoide com perturbação pelo método Minmax e opção Low-pass	30
Figura 4.12	Estimativa da velocidade em uma senoide com perturbação pelo método Minmax e opção Delay	32
Figura 4.13	Estimativa da velocidade em uma senoide simples pelo método Min-Max com opção PeriodOnly	33
Figura 4.14	Estimativa da velocidade em uma senoide com perturbação pelo método MinMax com opção PeriodOnly	33
Figura 4.15	Estimativa da velocidade em uma senoide com perturbação pelo método MinMax com limitação de período e opção PeriodOnly	34
Figura 4.16	Estimativa da velocidade em uma senoide com perturbação pelo método Minmax e opções Low-pass e PeriodOnly	34
Figura 4.17	Estimativa da velocidade em uma senoide com perturbação pelo método Minmax e opções Delay e PeriodOnly	35
Figura 4.18	Estimativa da velocidade em uma senoide com perturbação pelo método CrossMean com opção PeriodOnly	35

Figura 4.19	Estimativa da velocidade em uma senoide com perturbação pelo método Fourier	36
Figura 4.20	Ambiente fornecido pelo template Third Person da Unreal Engine	37
Figura 4.21	Personagem humanoide fornecido pelo <i>template</i> Third Person da Unreal Engine	38
Figura 4.22	As 4 IMUs virtuais próximas ao personagem humanoide. Com elas, é fácil saber visualmente a orientação que está sendo transmitida pelas IMUs físicas	39
Figura 4.23	Visão em primeira pessoa do corpo do avatar	40
Figura 4.24	Rastreamento da câmera e da cabeça do avatar pela orientação do HMD	41
Figura 4.25	Avatar movendo os braços com dados de rastreamento dos controles nas mãos do usuário e resolvidor de cinemática inversa FABRIK	41
Figura 4.26	Rastreamento dos braços do avatar e das IMUs virtuais com dados de orientação das IMUs físicas	42
Figura 4.27	Rastreamento das pernas do avatar com orientação das IMUs	42
Figura 4.28	Opções alternativas de aparências de pessoas para o avatar	44
Figura 4.29	Ambiente modificado do <i>template</i> Third Person. Nele foram incluídos as IMUs virtuais, um espelho e um circuito com referência móvel	45
Figura 4.30	Trecho do circuito com referência móvel. A referência se move com velocidade constante ao longo do circuito e muda de cor dependendo da distância dela ao avatar. O objetivo é que o usuário tente controlar a velocidade de caminhada ao longo do circuito e se mantenha o mais próximo possível da referência	46
Figura 4.31	Ambiente com caminho em linha reta infinito. Este ambiente permite ao usuário se deslocar sem exigir que ele faça curvas com tanta frequência ou intensidade. Com a remoção dos obstáculos, também é possível utilizar as marcações no chão como referência para caminhada usando o rastreamento nas pernas	47
Figura 4.32	IMU posicionada no braço direito do usuário	48
Figura 4.33	Voluntário com lesão medular utilizando o sistema de realidade virtual desenvolvido. O voluntário está utilizando o HMD do HTC Vive na cabeça, os controles do HTC Vive nas mãos e uma IMU para estimativa da velocidade no braço direito. O que o voluntário visualiza na tela do HMD também é mostrado em tempo real no monitor do computador ao lado.	49

Figura 5.1	Frequência de transmissão das amostras de orientação da IMU no tempo durante um experimento de realidade virtual. Cada ponto representa uma amostra transmitida	54
Figura 5.2	Resultado do método MinMax incluindo limitação de período sobre sinal real das amostras de orientação da IMU	55
Figura 5.3	Resultado do método MinMax incluindo limitação de período com opção PeriodOnly sobre sinal real das amostras de orientação da IMU	56
Figura 5.4	Resultado do método MinMax incluindo limitação de período com opção Low-pass sobre sinal real das amostras de orientação da IMU	56
Figura 5.5	Resultado do método MinMax incluindo limitação de período com opção Delay sobre sinal real das amostras de orientação da IMU . .	57
Figura 5.6	Resultado do método MinMax incluindo limitação de período com opções Delay e PeriodOnly sobre sinal real das amostras de orientação da IMU	57
Figura 5.7	Resultado do método CrossMean incluindo limitação de período sobre sinal real das amostras de orientação da IMU	58
Figura 5.8	Resultado do método MinMax incluindo limitação de período com opção PeriodOnly sobre sinal real das amostras de orientação da IMU	58
Figura 5.9	Resultado do método CrossMean incluindo limitação de período com opção Low-pass sobre sinal real das amostras de orientação da IMU	59
Figura 5.10	Resultado do método Fourier sobre sinal real das amostras de orientação da IMU	59
Figura 5.11	Resultado do método Fourier com opção periodOnly sobre sinal real das amostras de orientação da IMU	60
Figura 5.12	Gráfico da estimativa da velocidade com voluntário caminhando em esteira. Neste caso, a velocidade é de 4,5 km/h e a estimativa apresenta valores que não se dispersam muito	63
Figura 5.13	Resultado das médias das velocidades estimadas durante os experimentos com voluntários na esteira. Neste caso, a velocidade é de 1,5 km/h e a estimativa apresenta valores mais dispersos	64
Figura 5.14	Resultado das médias das velocidades estimadas durante os experimentos com voluntários na esteira	65
Figura 5.15	Trajetória de um voluntário com paraplegia durante o experimento VR no ambiente do circuito	69
Figura 5.16	Trajetória de um voluntário hígido que não fez todas as voltas devido ao enjoo durante o experimento VR no ambiente do circuito	69
Figura 5.17	Trajetória de um voluntário hígido que fez todas as voltas durante o experimento VR no ambiente do circuito	70
Figura 5.18	Histograma com pontuação total dos sintomas do SSQ	77

Figura B.1	Event Graph do Actor TCPSocketerActor. Este Actor atua como o cliente TCP que recebe as informações do servidor Python. O Event Graph funciona como a main de um programa para o Actor. A função AcquireIMUData é chamada a cada Tick para atualizar as informações a cada novo frame na execução da aplicação VR. . . .	100
Figura B.2	Função AcquireIMUData - Parte 1. A função começa enviando uma mensagem para o servidor indicando que quer receber novos dados, e logo em seguida tenta receber os dados. Se a recepção for bem sucedida, os dados estarão disponíveis na saída da função Get Buffer dentro da variável Message como uma sequência de caracteres ASCII.	100
Figura B.3	Função AcquireIMUData - Parte 2. A mensagem como caracteres ASCII possui caracteres que são desnecessários para a decodificação ('[', ']', '"', '(', ')', ' ' e ';'), então eles são removidos.	101
Figura B.4	Função AcquireIMUData - Parte 3. Após a remoção dos caracteres desnecessários, é feita a separação de cada parte da mensagem a partir do caractere identificador ' '. Dessa forma, a mensagem é dividida em um <i>array</i> de <i>strings</i> ASCII. Cada <i>string</i> do <i>array</i> também possui outro caractere identificador ':', sendo que à esquerda deste identificador é a chave desta parte da mensagem e à direita do identificador. Na parte esquerda da <i>string</i> , ou seja, na chave são eliminados os caracteres de espaço e ele é convertido para um número inteiro. Se o número da conversão da chave for diferente de zero, é tratado como o número de uma IMU, caso contrário é considerado que não é um número, ou seja, é algo diferente dos dados de uma IMU.	101
Figura B.5	Função AcquireIMUData - Parte 4. Caso a chave indique que é o número é diferente de zero, será feita a comparação entre este número com a relação entre números e partes do avatar definida pela variável BoneIMURelation Map.	102
Figura B.6	Função AcquireIMUData - Parte 5. Caso o número da chave esteja em um dos elementos a variável BoneIMURelation Map, o valor correspondente da chave (parte direita do trecho da mensagem) é separado em outro <i>array</i> de <i>strings</i> utilizando os espaços como caracteres delimitadores. Os elementos 2, 3, 4 e 5 deste novo <i>array</i> de <i>strings</i> são convertidos individualmente em números do tipo <i>float</i> para compor o quatérnio que representa a orientação da IMU. Este quatérnio então é salvo como valor de um elemento da variável OrientationQuatMap, cuja chave é o nome correspondente visto em BoneIMURelation Map.	102

Figura B.7	Função <code>AcquireIMUData</code> - Parte 6. Caso a chave do trecho da mensagem não seja um número, a única implementação de informação a ser armazenada é a da velocidade calculada. Então, se a chave for identificada como 'Velocity', o valor desta chave será convertido para um número <i>float</i> e armazenado na variável <code>CharMovementVelocity</code> , que será utilizada para definir a velocidade de deslocamento do avatar. Caso o protocolo de comunicação seja expandido, as novas chaves podem ser adicionadas no <i>switch</i> com os respectivos decodificação e tratamento dos dados implementados em seguida.	103
Figura B.8	Variável <code>BoneIMURelation Map</code> . Seus valores são definidos antes da execução da aplicação VR e indicam a relação entre os números das IMUs com os nomes das partes correspondentes do avatar para realizar o rastreamento. Foram definidas 8 partes possíveis para se fazer o rastreamento dos braços e das pernas. Essa relação também pode ser utilizada pelas IMUs virtuais.	103

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1	Resumo dos tipos de reabilitação utilizados nas referências	15
Tabela 5.1	Comparação entre velocidade da esteira e médias dos valores para cada velocidade de referência	67
Tabela 5.2	Comparação entre velocidade da esteira e médias dos valores para cada voluntário	68
Tabela 5.3	Resultado do desempenho dos voluntários na atividade do circuito .	71
Tabela 5.4	Resultado do desempenho dos voluntários na atividade do caminho infinito	72
Tabela 5.5	Respostas dos voluntários no questionário SEQ (JOSÉ-ANTONIO et al., 2013)	75
Tabela 5.6	Respostas dos voluntários no questionário SSQ (KENNEDY et al., 1993)	76
Tabela 5.7	Respostas dos voluntários no questionário PACES (KENDZIERSKI; DECARLO, 1991)	78

LISTA DE ABREVIACOES E ACRONIMOS

ASCII	American Standard Code for Information Interchange ou Código Americano Padrão para o Intercâmbio de Informaco
API	Application programming interface ou Interface de programaco de aplicaces
AR	Augmented reality ou Realidade aumentada
BMI	Brain-machine interface ou Interface cérebro-máquina
EEG	Electroencephalography ou Eletroencefalografia
FES	Functional electrical stimulation ou Eletroestimulaco funcional
FFT	Fast Fourier transform ou Transformada rápida de Fourier
HMD	Head-mounted display
IMU	Inertial measurement unit ou Unidade de medida inercial
SCI	Spinal cord injury ou Lesão medular espinhal
TCP/IP	Transmission control protocol/Internet protocol ou Protocolo de transmissão de controle/Protocolo de internet
VR	Virtual reality ou Realidade Virtual

LISTA DE SÍMBOLOS

$^{\circ}$	grau
m	metro
cm	centímetro ($0,01 m$)
s	segundo
ms	milissegundo ($0,001 s$)
Hz	Hertz
$\%$	porcentagem
m/s	metro por segundo
cm/s	centímetro por segundo ($0,01 m/s$)
$^{\circ}/s$	grau por segundo
$^{\circ}/s^2$	grau por segundo ao quadrado
\mathbf{u}	vetor de ângulos de Euler
ϕ, θ, ψ	ângulos de Euler representando rotações em torno dos eixos do espaço tridimensional
$R_i(\phi), R_j(\theta), R_k(\psi)$	matrizes de rotação em torno de um dos eixos (i, j, k) com um dos ângulos de Euler
$R_{i,j,k}(\phi, \theta, \psi)$	matriz de rotação combinada nos três eixos utilizando os três ângulos de Euler
\mathbf{z}	vetor de coordenadas globais de um corpo pertencente a \mathbb{R}^3
\mathbf{z}'	vetor de coordenadas fixas ao corpo pertencente a \mathbb{R}^3
\mathbf{q}	quatérnio composto por uma unidade real e três imaginárias pertencente a \mathbb{H}
v_e	velocidade de deslocamento do avatar utilizada pela aplicação VR
v_c	velocidade calculada a partir do ângulo da IMU no braço do usuário

α	constante de proporcionalidade que converte a velocidade calculada em velocidade de deslocamento
A	amplitude, que é a diferença entre os valores de mínimo e de máximo detectados no sinal do ângulo
T	período, que é a diferença de tempo entre a ocorrência de dois pontos de mínimo ou dois pontos de máximo consecutivos
θ'	derivada de θ no tempo
t	tempo
t_{MAX_i}	tempo do i -ésimo ponto de máximo
t_{MIN_j}	tempo do j -ésimo ponto de mínimo
t_{CM_i}	tempo do i -ésimo ponto em que o sinal cruzou a média
A_{MAX}	amplitude máxima dentro das componentes da FFT do sinal
$f_{A_{MAX}}$	frequência da componente da FFT do sinal com amplitude máxima

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO

Existe um grande número de pessoas com algum tipo de deficiência motora e isso afeta a qualidade de vida delas. Nos Estados Unidos, em 2018 foi contabilizado que 16,3% da população com mais de 18 anos possui algum tipo de deficiência motora, o que corresponde à 40,7 milhões de pessoas¹. As pessoas que apresentam algum problema desse tipo de forma mais crônica não têm tanta independência para realizar tarefas comuns diariamente como usar o banheiro, subir e descer escadas ou degraus, comer, vestir roupa, entre outras.

Os tipos de deficiência motora podem ocorrer por vários motivos e em muitos casos levar à paraplegia e à tetraplegia, que muda em vários aspectos o estilo de vida da pessoa. Uma dos tipos mais comuns deficiência motora que podem levar à paraplegia e à tetraplegia é a lesão medular. A lesão medular pode ser definida como uma lesão na medula espinhal com disfunção neurológica, com ou sem rompimento da coluna vertebral (SLOAN, 2007), e pode ser causada por contusão, incisão ou compulsão da medula espinhal (NAS et al., 2015). Estima-se que no Brasil ocorram cerca de 11 mil novos casos de lesão medular por ano e que há mais de 180 mil indivíduos com essa condição (MASINI, 2018), enquanto as estimativas mundiais estão entre 250 mil e 500 mil novos casos por ano².

A lesão medular pode levar à perda de mobilidade e sensibilidade de partes do corpo abaixo da lesão, sendo que a intensidade das funções perdidas depende do seu tipo (lesão completa ou incompleta) e as regiões afetadas dependem de qual parte da medula foi lesionada. Uma lesão completa significa perda total das funções motoras e sensoriais distais ao nível da lesão. Já em uma lesão incompleta ocorre a preservação parcial das funções sensoriais e motoras distais ao nível da ferida e nos segmentos sacrais inferiores (NAS et al., 2015). A Figura 1.1 mostra uma relação da região em que a medula espinhal é lesionada com as partes afetadas do corpo da pessoa.

Existem vários processos e estudos sobre reabilitação de pessoas com lesão medular, que tentam melhorar a qualidade de vida dessas pessoas. Eles podem ser caros, demorados e exaustivos, mas tentam recuperar as funções perdidas, ajudar em tarefas diárias (exercícios para vestir-se, transferência de assento, sentar-se na cama, etc.) e ao menos amenizar sintomas secundários (espasmos, escaras, controle de bexiga, os-

¹ Dados do National Center for Health Statistics dos Estados Unidos. Mais informações podem ser encontradas em: [cdc.gov/nchs/fastats/disability.htm](https://www.cdc.gov/nchs/fastats/disability.htm)

² Dados da Organização Mundial da Saúde. Mais informações podem ser obtidas em: [who.int/disabilities/policies/spinal_cord_injury/en/](https://www.who.int/disabilities/policies/spinal_cord_injury/en/)

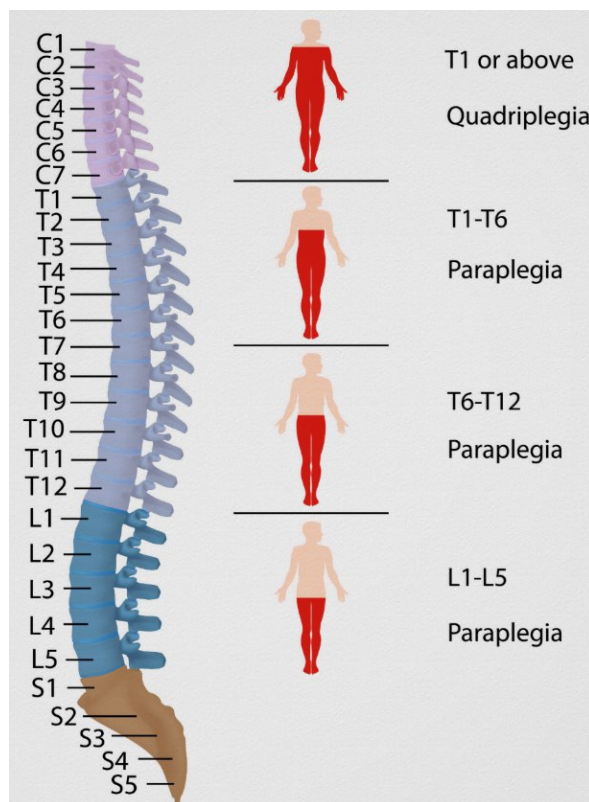


Figura 1.1: Classificação dos níveis de lesão medular e relação com as regiões afetadas

Fonte: Repositório digital da Zazzle disponível na [página](#) acessada em fevereiro de 2020.

teoporose, etc.) (NAS et al., 2015). Trabalhos como Donati et al. (2016) e de An e Park (2017) mostraram resultados efetivos da aplicação da reabilitação em pessoas com lesão medular. O primeiro trabalho levou à recuperação parcial de mobilidade e sensibilidade de pessoas com lesão completa, enquanto o segundo mostrou melhoria das funções deterioradas em casos de lesão incompleta.

Dentro do contexto de reabilitação, uma das tecnologias utilizadas é a realidade virtual (VR, do inglês *virtual reality*). Estudos como Esfahlani et al. (2018) e An e Park (2017) mostram que o uso de realidade virtual é capaz de melhorar o desempenho dos pacientes na reabilitação. Como as tarefas de reabilitação são repetitivas, exaustivas e devem ser feitas por um longo período, os pacientes podem não ter um desempenho adequado para trazer os benefícios previstos. De acordo com esses estudos (ESFAHLANI et al., 2018; AN; PARK, 2017), o uso de realidade virtual promove um aumento no engajamento e no direcionamento da atenção aos exercícios, o que ajuda a evitar a sensação de cansaço, além de sido reconhecida uma melhoria nas métricas estabelecidas para a reabilitação.

Considerando os benefícios da realidade virtual na reabilitação, é desenvolvido nesse trabalho um sistema de realidade virtual voltado para reabilitação de pessoas

com paraplegia, incluindo os casos de lesão medular completa. Com os elementos de imersão e interação utilizados, é fornecido aos usuários uma experiência de caminhada que se aproxima da caminhada física. Os resultados com este sistema foram avaliados tanto em métricas de desempenho das atividades, quanto com questionários sobre a experiência do usuário. Em uma das atividades, a maioria dos voluntários (tanto os hígidos quanto os com paraplegia) conseguiu controlar o deslocamento no mundo virtual para acompanhar uma referência móvel e mantê-la a uma distância menor que 3 metros por pelo menos 96% do tempo. Em outra atividade, os voluntários conseguiram evitar pelo menos 83% dos obstáculos no percurso, sendo que metade deles conseguiram evitar todos. Através dos questionários, de forma geral foi possível concluir que os usuários gostaram da experiência com o sistema, se sentiram imersos no ambiente virtual e consideraram que será útil para a reabilitação. O sintoma mais expressivo pelo uso do sistema foi o enjoo, enquanto outros sintomas também foram registrados com intensidade menos elevada foram desconforto, fadiga, dificuldade em focalizar, suor e desconforto no estômago.

1.2 DEFINIÇÃO DO PROBLEMA

Vários trabalhos sobre reabilitação que incluem o uso de realidade virtual se aproveitam das características de imersão e de interação com o ambiente virtual. Porém esses trabalhos trabalham com os movimentos residuais dos pacientes que possuem algum tipo de deficiência motora, como nos casos de AVC (PROFFITT et al., 2018), paralisia cerebral (SILVA; IWABE-MARCHESE, 2015) e lesão medular incompleta (AN; PARK, 2017). Por outro lado, não é possível para uma pessoa com lesão medular completa exercitar diretamente os próprios membros inferiores com a sua vontade. Shokur et al. (2016) desenvolve uma aplicação de realidade virtual imersiva com *feedback* háptico para reabilitação de pessoas com lesão completa, mas não possui tantos elementos de interação como visto em outros trabalhos, apesar de tentar fornecer algum nível de sensação visual e háptico relacionado à caminhada.

Para que o sistema de realidade virtual se enquadre com a proposta da reabilitação com caminhada, são considerados necessários vários elementos na construção do sistema, que incluem: a visualização de um ambiente virtual com objetos que forneçam alguma forma de interação ou de referência, o fornecimento da sensação de deslocamento e a visualização dos movimentos das partes do corpo no mundo virtual, sendo este último feito através de um avatar. Também é preciso fazer o rastreamento e a transmissão da posição das partes do corpo a serem visualizados no ambiente virtual através do avatar.

Para fornecer a sensação imersiva com a realidade virtual, existem soluções comerciais hoje com sistemas que utilizam um HMD (do inglês *head-mounted display*,

um equipamento para usar na cabeça com uma tela, duas lentes e um sistema de rastreamento) e possivelmente algum tipo de controle. Exemplos de sistemas comerciais imersivos incluem Oculus Rift, HTC Vive, Valve Index, etc. A sensação imersiva significa que o usuário do sistema tem a percepção de que foi transportado para outro lugar, normalmente devido à visualização focalizada do ambiente pelo HMD e do movimento da câmera atrelado ao rastreamento da orientação da cabeça.

Além do hardware, também é preciso alguma ferramenta que permita o desenvolvimento de software da aplicação de realidade virtual. Essa ferramenta precisa interagir com o hardware de realidade virtual, ser programável, permitir a criação de ambientes virtuais com objetos interativos e de um avatar, um personagem que personifique a presença física do usuário no ambiente virtual. Atualmente, *engines* de desenvolvimento de jogos como Unity e Unreal Engine possuem todas essas funcionalidades.

É esperado que não haja nenhum movimento voluntário dos membros inferiores da pessoa com paraplegia, então ele(a) não seria capaz de expressar a sua vontade e transmitir comandos relacionados aos movimentos das pernas a um ambiente virtual. Dessa forma, só poderão ser trabalhados com formas de interação usando comandos e movimentos vindos da cabeça e dos membros superiores, o que também pode implicar em alguma forma de deslocamento no ambiente virtual.

Dentro do contexto de caminhada física da pessoa com paraplegia utilizando equipamentos como esteira, sistema de suspensão de peso, eletroestimulação e exoesqueleto, considerando que não há movimento voluntário das pernas dessa pessoa, é possível utilizar o sistema de realidade virtual para fornecer ao usuário uma experiência imersiva de caminhada, incluindo mostrar o movimento dos membros inferiores. No futuro, caso ocorra recuperação dos movimentos voluntários nas pernas, podem ser implementados elementos de interação e gameificação relacionados à caminhada voluntária.

Durante o desenvolvimento deste trabalho, não havia a estrutura para realizar a verticalização e caminhada física, então foi necessário desenvolver alternativas de movimentação e interação com o usuário sentado. Para que a forma de deslocamento no ambiente virtual se torne imersiva, foi necessário implementar alguma forma de traduzir algum movimento que o lesado medular é capaz de fazer, mesmo sentado, na velocidade desse deslocamento.

Um dos desafios deste trabalho é lidar com as limitações de movimento do lesado medular para fornecer um deslocamento imersivo no ambiente. Uma pessoa hígida (sem lesão) pode caminhar, deslocar-se e rotacionar livremente no ambiente físico e transportar com facilidade esses movimentos para o ambiente virtual. Mesmo

com as formas de rastreamento e deslocamento implementadas, o usuário ainda não possui uma forma imersiva de rotacionar (mudar de direção) no ambiente virtual. Não é possível ele fazer isso fisicamente em uma esteira com sistema de suspensão de peso e também seria inviável fazer isso em uma cadeira de rodas. Utilizando botões para girar é possível, mas não fornece uma experiência imersiva, já que não está relacionado com o movimento físico, além de poder causar *motion sickness*. Portanto, outro fator a ser levado em consideração é o desenvolvimento do ambiente sem exigir grandes mudanças de direção e, possivelmente, de outras formas de interação que sejam imersivas e fáceis de controlar.

O software que irá gerar o ambiente virtual e interagir com o usuário também precisa se comunicar com os outros dispositivos físicos associados à reabilitação para fornecer uma experiência completa. Parte do desenvolvimento do software leva em consideração a troca de informações da aplicação de realidade virtual com outros dispositivos de hardware como IMUs (para fazer o rastreamento das partes do corpo desejadas) e eletroestimulador (para fazer a contração dos músculos e gerar movimento) por meio de um *script* que atua como servidor intermediador dessas informações. O servidor pode ser expandido para permitir a troca de informações com dispositivos adicionais, como esteira e exoesqueleto.

1.3 OBJETIVOS

Com a proposta de construir um sistema de realidade virtual para reabilitação imersivo e interativo, o objetivo principal com os experimentos deste trabalho é avaliar se é possível controlar o movimento do avatar, fornecendo ao usuário uma experiência imersiva que se assemelhe à caminhada física. Objetivos secundários deste trabalho incluem

- Implementar a comunicação entre os diversos dispositivos de hardware e elementos de software (hardware VR, IMUs, *engine* com ambiente virtual)
- Implementar formas de rastreamento dos membros do usuário de forma que o avatar replique esses movimentos com os dados de rastreamento
- Criar um método de estimativa de velocidade a partir obtenção dos dados relacionados ao movimento do usuário e avaliar se essa estimativa corresponde à velocidade física
- Implementar o deslocamento do avatar a partir dos movimentos do usuário, mesmo que ele seja paraplégico
- Criar ambientes virtuais que forneçam objetivos e formas de interação relacionadas à caminhada

- Avaliar o desempenho e a experiência dos usuários nas atividades propostas com os ambientes desenvolvidos.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Este capítulo apresenta a explicação teórica sobre alguns temas abordados por este trabalho. O primeiro tema é a realidade virtual, com a sua definição conceitual e os elementos associados à ela. O segundo tema é a representação de orientação no espaço tridimensional, sendo que são utilizadas dois tipos no trabalho, os ângulos de Euler e os quatérnios, além de ser apresentadas as formas de conversão entre os dois tipos.

2.1 REALIDADE VIRTUAL

Como neste trabalho é desenvolvido um sistema que faz uso de realidade virtual, é interessante saber a sua definição, suas propriedades e o que é possível de se fazer com ela. [Mealy \(2018\)](#) se refere a realidade virtual por uma realidade imersiva simulada por computador que cria um ambiente físico que não existe.

[Sherman e Craig \(2003\)](#) definem que há quatro elementos chave na experiência de realidade virtual.

- Mundo virtual - É o conteúdo de um dado meio. Pode existir apenas na mente do criador ou transmitido e compartilhado com outros. Um mundo virtual computacional é a descrição de objetos em uma simulação. Nós experimentamos o mundo virtual pela realidade virtual quando vemos esse mundo apresentar seus objetos e interações de forma fisicamente imersiva e interativa.
- Imersão - Se refere a um estado mental ou emocional de estar envolvido em uma experiência ou à sensação de estar em um ambiente. Pode ser puramente mental (como ao ler ou ouvir uma história) ou ser realizada por meios físicos (por exemplo, ao jogar um videogame). A imersão física é uma característica que faz parte da definição de realidade virtual, e ocorre através de estímulos artificiais aos sentidos do corpo com o uso da tecnologia.
- *Feedback* sensorial - Os sistemas de realidade virtual fornecem *feedback* sensorial direta aos participantes baseados na localização física deles. Em geral, o *feedback* é visual, mas existem sistemas que podem atuar em outros sentidos, como um sistema háptico que atua no tato. Para fornecer o estímulo sensorial baseado na posição do usuário, o sistema de realidade virtual deve rastrear o movimento desse usuário (em geral algum objeto preso à cabeça e outro sendo segurado pela mão).

- Interatividade - Para que a realidade virtual pareça autêntica, ela deve responder às ações do usuário, ou seja, ser interativa. Algumas formas de interatividade podem ser descritas como a habilidade de afetar um mundo computadorizado ou mudar o ponto de vista no mundo. Nos sistemas de realidade virtuais modernos, uma forma de interação bem comum é a de mudar o ponto de vista do mundo virtual com o rastreamento do movimento da cabeça. A interatividade pode ser estendida com um ambiente colaborativo, em que vários usuários interagem dentro do mesmo ambiente virtual.

Detalhando mais sobre imersão, no livro de [Mealy \(2018\)](#) é dito que ser capaz de ver o controle no espaço virtual e rastrear o seu movimento físico é um passo enorme para tornar o usuário imerso no mundo virtual e incorporar os movimentos físicos do usuário no espaço virtual. Além disso, quando o sistema é capaz de gerar movimentos em 6 graus de liberdade (mudança na posição e na orientação nos três eixos do espaço tridimensional), os movimentos se tornam realistas nos mundos VR e aumenta a imersividade da experiência VR.

Já de acordo com [Sherman e Craig \(2003\)](#), o usuário alcançará a imersão mental com uso da realidade virtual dependendo tanto do conteúdo da aplicação e das capacidades do sistema VR, que incluem resolução, tempo de resposta e cobertura sensorial (quais sentidos do usuário e a que nível cada um deles é estimulado). Também existem níveis de imersão mental, que vão de absolutamente nenhum (o usuário se sente apenas conectado a um computador) até imersão mental total (o usuário se sente completamente parte do ambiente).

No livro de [Sherman e Craig \(2003\)](#), outro conceito importante para a realidade virtual é o de avatar. A palavra da língua hindi avatar significa a encarnação mundana de uma divindade. No contexto de realidade virtual, um avatar é um objeto virtual que representa um participante ou objeto físico no mundo virtual, ou que é encorporado por um participante.

Combinando os elementos acima, uma definição mais adequada de realidade virtual seria a de um meio composto por simulações computacionais interativas que percebem a posição e as ações do participante e substituem ou aumentam o *feedback* em um ou mais sentidos, dando a sensação de estar mentalmente imerso ou presente na simulação (um mundo virtual) ([SHERMAN; CRAIG, 2003](#)).

Os sistemas e ambientes de realidade virtual podem ser considerados imersivos ou não-imersivos. A experiência é considerada imersiva quando envolve uma simulação computacional de espaço tridimensional e uma interação entre humano e computador dentro desse espaço. Uma das principais características de ambientes imersivos é o envolvimento de navegação egocêntrica, em que o usuário é cercado pelo ambiente.

Em contrapartida, um ambiente não-imersivo utiliza a navegação exocêntrica, onde o usuário está fora do ambiente (KOZHEVNIKOV; GURLITT, 2013). Exemplos de sistemas de realidade virtual imersivos normalmente utilizam algum HMD (Oculus Rift, HTC Vive, etc.), enquanto os videogames e computadores conectados em um monitor ou uma TV podem ser classificados como sistemas VR não-imersivos.

2.2 REPRESENTAÇÃO DE ORIENTAÇÃO NO ESPAÇO TRIDIMENSIONAL

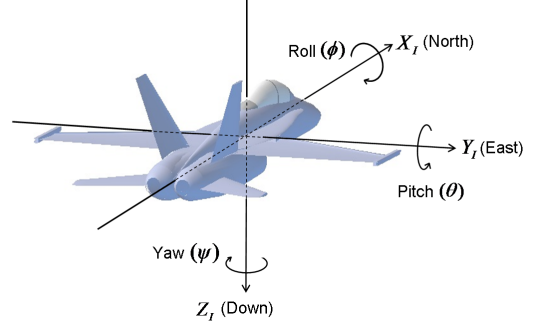
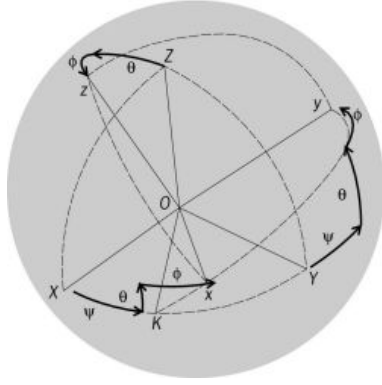
Um dos objetivos desse trabalho é fazer o rastreamento em tempo real das partes do corpo humano no espaço tridimensional e mostrar a posição das partes rastreadas dentro do mundo virtual nas partes equivalentes do avatar de realidade virtual. O rastreamento ocorre pela amostras de orientação das IMUs (subseção 4.2.1), posicionadas nas partes em que se deseja fazer o rastreamento na pessoa (braços e pernas), para que o avatar possa replicar o posicionamento dessas partes. Então, primeiro é necessário saber como representar as orientações de cada parte no espaço tridimensional. Além disso, neste trabalho são utilizadas duas formas de representação de orientação, quatérnios e ângulos de Euler, então é necessário saber como elas funcionam e também converter de uma forma de representação para a outra. As definições de ângulos de Euler (subseção 2.2.1), quatérnios (subseção 2.2.2) e conversão entre quatérnios e ângulos de Euler (subseção 2.2.3) foram retiradas de Diebel (2006).

2.2.1 Ângulos de Euler

Um dos métodos mais comuns de representar a orientação, ou atitude, de um corpo rígido é utilizando ângulos de Euler. No espaço tridimensional com coordenadas x , y e z , essa representação é feita por um conjunto de três ângulos (Figura 2.1). Apesar de ser um tipo de representação bem intuitiva e muito utilizada, ela apresenta algumas desvantagens como singularidade e ser menos precisa que outras representações para integrar mudanças incrementais de atitude ao longo do tempo. Esta representação de orientação também é utilizada pela ferramenta adotada para o desenvolvimento do ambiente virtual deste trabalho, a Unreal Engine (subseção 4.2.3).

Além dos três valores dos ângulos, para definir a atitude de um corpo é necessário definir também a sequência das rotações em que esses ângulos são aplicados. Isso se deve às operações de rotação não serem comutativas, ou seja, uma mudança na ordem das rotações altera a atitude.

Três rotações de coordenadas em sequência podem descrever qualquer rotação. Considere rotações triplas em que a primeira rotação é um ângulo ϕ ao redor de um eixo k , a segunda rotação é um ângulo θ ao redor de um eixo j e a terceira rotação é



(a) Representação dos ângulos de Euler pelas letras gregas ϕ , θ e ψ para rotacionar os eixos x , y e z

(b) Representação dos ângulos de Euler pelos nomes *roll*, *pitch* e *yaw* para rotacionar em torno dos eixos x , y e z

Fonte: Repositório digital do The Free Dictionary disponível na [página](#) acessada em novembro de 2019.

Fonte: Repositório digital do CHRobotics disponível na [página](#) acessada em novembro de 2019.

Figura 2.1: Representação de orientação no espaço tridimensional pelos ângulos de Euler

um ângulo ϕ ao redor de um eixo i . Para simplificação da notação, estes ângulos serão arranjados em um vetor tridimensional chamado vetor de ângulos de Euler, definido por

$$\mathbf{u} := [\phi, \theta, \psi]^T. \quad (2.1)$$

A função que mapeia o vetor de ângulos de Euler à sua matriz de rotação correspondente, $R_{i,j,k} : \mathbb{R}^3 \rightarrow SO(3)$, é

$$R_{i,j,k}(\phi, \theta, \psi) := R_i(\phi)R_j(\theta)R_k(\psi). \quad (2.2)$$

Se $\mathbf{z} \in \mathbb{R}^3$ é um vetor de coordenadas globais e $\mathbf{z}' \in \mathbb{R}^3$ é o mesmo vetor expressado em coordenadas fixas ao corpo, então tem-se as seguintes relações

$$\mathbf{z}' = R_{i,j,k}(\mathbf{u})^T \mathbf{z}, \quad (2.3)$$

$$\mathbf{z} = R_{i,j,k}(\mathbf{u}) \mathbf{z}'. \quad (2.4)$$

Neste trabalho, a representação de ângulos de Euler é utilizado com dois tipos de sequencia de rotações: a sequencia (3,2,1), que representa rotações em torno dos eixos z , y e x respectivamente, e a sequencia (3,1,2), que representa rotações em torno dos eixos z , x e y respectivamente.

Por motivos de simplificação, nas matrizes abaixo a letra s representa a operação seno, a letra c representa a operação cosseno, e o subscrito representa em qual ângulo está sendo aplicada a operação.

Em termos de matrizes de rotação, a sequência de rotação (3,2,1) com seus respectivos ângulos de Euler em torno de cada eixo pode ser descrita como

$$R_{3,2,1}(\phi, \theta, \psi) = R_3(\phi)R_2(\theta)R_1(\psi) = \begin{bmatrix} c_\phi c_\theta & s_\phi c_\psi + c_\phi s_\theta s_\psi & s_\phi s_\psi - c_\psi s_\theta c_\psi \\ -s_\phi c_\theta & c_\phi c_\psi - s_\phi s_\theta s_\psi & c_\phi s_\psi + s_\psi s_\theta c_\psi \\ s_\theta & -s_\psi c_\theta & c_\psi c_\theta \end{bmatrix}. \quad (2.5)$$

De forma semelhante, a sequência de rotação (3,1,2) também pode ser escrita como

$$R_{3,1,2}(\phi, \theta, \psi) = R_3(\phi)R_1(\theta)R_2(\psi) = \begin{bmatrix} c_\phi c_\psi + s_\phi s_\theta s_\psi & s_\phi c_\theta & -c_\phi s_\psi + s_\phi s_\theta c_\psi \\ -s_\phi c_\psi + c_\phi s_\theta s_\psi & c_\theta c_\phi & s_\phi s_\psi + c_\phi s_\theta c_\psi \\ c_\theta s_\psi & -s_\theta & c_\theta c_\psi \end{bmatrix}. \quad (2.6)$$

2.2.2 Quatérnios

Quatérnios são uma forma de representação composta por uma componente real e três componentes imaginárias. Um quatérnio, $\mathbf{q} \in \mathbb{H}$, pode ser definido como

$$\mathbf{q} = [q_0, q_1, q_2, q_3]^T = \begin{bmatrix} q_0 \\ \mathbf{q}_{1:3} \end{bmatrix}, \quad (2.7)$$

sendo que q_0, q_1, q_2 e $q_3 \in \mathbb{R}$, mas q_1, q_2 e q_3 são atribuídos às unidades imaginárias i, j e k de \mathbf{q} . Existe um conjunto de definições e operações que podem ser aplicados aos quatérnios. O adjunto, a norma e o inverso do quatérnio \mathbf{q} são respectivamente

$$\bar{\mathbf{q}} = \begin{bmatrix} q_0 \\ -\mathbf{q}_{1:3} \end{bmatrix}, \quad (2.8)$$

$$\|\mathbf{q}\| = \sqrt{q_0^2 + q_1^2 + q_2^2 + q_3^2}, \quad (2.9)$$

$$\mathbf{q}^{-1} = \frac{\bar{\mathbf{q}}}{\|\mathbf{q}\|}. \quad (2.10)$$

A atitude de um objeto pode ser representada por um quatérnio unitário, ou seja, $\|\mathbf{q}\| = 1$. Na subseção 2.2.3 será mostrado como obter a orientação representada como um quatérnio a partir dos ângulos de Euler e vice-versa.

2.2.3 Conversão entre quatérnios e ângulos de Euler

É possível obter a atitude em quatérnio a partir da representação em ângulos de Euler com sequência de rotação (3,2,1) por:

$$\mathbf{q}_{3,2,1}(\phi, \theta, \psi) = \begin{bmatrix} c_{\phi/2}c_{\theta/2}c_{\psi/2} - s_{\phi/2}s_{\theta/2}s_{\psi/2} \\ c_{\phi/2}c_{\theta/2}s_{\psi/2} + s_{\phi/2}c_{\theta/2}s_{\psi/2} \\ c_{\phi/2}s_{\theta/2}c_{\psi/2} - s_{\phi/2}c_{\theta/2}s_{\psi/2} \\ c_{\phi/2}s_{\theta/2}s_{\psi/2} - c_{\phi/2}c_{\theta/2}s_{\psi/2} \end{bmatrix} \quad (2.11)$$

De forma semelhante, é possível obter o quatérnio pela representação em ângulos de Euler com a sequência (3,1,2) por:

$$\mathbf{q}_{3,1,2}(\phi, \theta, \psi) = \begin{bmatrix} c_{\phi/2}c_{\theta/2}c_{\psi/2} + s_{\phi/2}s_{\theta/2}s_{\psi/2} \\ c_{\phi/2}c_{\theta/2}s_{\psi/2} + s_{\phi/2}c_{\theta/2}s_{\psi/2} \\ c_{\phi/2}s_{\theta/2}c_{\psi/2} - s_{\phi/2}c_{\theta/2}s_{\psi/2} \\ c_{\phi/2}s_{\theta/2}s_{\psi/2} - c_{\phi/2}c_{\theta/2}s_{\psi/2} \end{bmatrix} \quad (2.12)$$

A forma inversa, para se obter os ângulos de Euler na sequência (3,2,1) a partir da representação em quatérnio, é definida por:

$$\mathbf{u}_{3,2,1}(R_q(\mathbf{q})) = \begin{bmatrix} \text{atan2}(2q_0q_3 - 2q_1q_2, q_0^2 + q_1^2 - q_2^2 - q_3^2) \\ \text{asin}(2q_1q_3 + 2q_0q_2) \\ \text{atan2}(2q_0q_1 - 2q_2q_3, q_0^2 + q_3^2 - q_1^2 - q_2^2) \end{bmatrix} \quad (2.13)$$

De forma semelhante, pode-se obter os ângulos de Euler na sequência (3,1,2) a partir da representação em quatérnio por:

$$\mathbf{u}_{3,1,2}(R_q(\mathbf{q})) = \begin{bmatrix} \text{atan2}(2q_0q_3 + 2q_1q_2, q_2^2 - q_0^2 - q_1^2 - q_3^2) \\ -\text{asin}(2q_2q_3 - 2q_0q_1) \\ \text{atan2}(2q_1q_3 + 2q_0q_2, q_0^2 + q_3^2 - q_1^2 - q_2^2) \end{bmatrix} \quad (2.14)$$

3 ESTADO DA ARTE

Este capítulo apresenta os trabalhos utilizados como referência de aplicação de realidade virtual em reabilitação, assim como a fonte e o método utilizados para encontrá-los. Os trabalhos citados são datados de 2016 a 2018.

Diversos trabalhos que foram publicados nos últimos anos exploraram a utilização de realidade virtual em processos de reabilitação motora. Os resultados gerados nesses trabalhos mostram evidências que a realidade virtual é capaz de melhorar o desempenho dos pacientes com deficiência motora na reabilitação e a restauração da função debilitada.

Nos parágrafos abaixo são mencionados alguns trabalhos que demonstram tais vantagens e melhorias. Os trabalhos foram obtidos pela plataforma Web of Science utilizando as palavras-chave VR ou *virtual reality* e *rehabilitation*, além de ter sido feita uma filtragem por tópicos (reduzindo o número de referências de mais de 6 mil para 280). Posteriormente foram escolhidos os que apresentaram a palavra *immersive* em seus resumos e/ou títulos e se mostraram relevantes dentro do contexto de reabilitação com realidade virtual.

[Esfahlani et al. \(2018\)](#) propõem em um sistema de reabilitação com realidade virtual não-imersivo utilizando o Microsoft Kinect e o Myo da Thalmic Labs para detecção de controle de gestos. Os usuários devem jogar o jogo ReHabgame, em que eles devem alcançar e agarrar frutas virtuais no mundo 3D, e então soltá-las acima da cesta virtual. Essa aplicação permite avaliar o controle de postura e o alcance funcional dos pacientes, que sofreram AVC, além de monitorar a execução do exercício e fornecer *feedback* em tempo real. Foi feita avaliação dos jogadores com o jogo sobre a efetividade e atratividade, e os resultados mostraram que: a maioria dos participantes se divertiram e sentiram melhorias nos movimentos com as atividades do ReHabgame; na opinião dos jogadores, os bonitos cenários e a experiência atraente estavam relacionados diretamente com o engajamento, o que direcionou a atenção dos jogadores de forma a evitar a sensação de cansaço e permitir uma prática constante e intensiva requerida para a plasticidade motora.

[Donati et al. \(2016\)](#) realizaram um treinamento de longo termo com pacientes que sofreram lesão medular com um paradigma de neuroreabilitação de marcha baseado em BMI (do inglês *brain-machine interface*, ou interface cérebro-máquina em português) de múltiplos estágios. O paradigma inclui realidade virtual imersiva, *feedback* visual-tátil e caminhada com dois atuadores robóticos controlados por EEG. Após 12 meses treinando, todos os oito pacientes obtiveram melhorias neurológicas sensoriais

e recuperaram, em certo nível, o controle motor voluntário abaixo da lesão, fazendo com que metade dos pacientes passassem a ser classificados com paraplegia incompleta. Os autores hipotetizam que a recuperação neurológica com plasticidade na medula foi ativada pelo uso a longo termo de BMI.

O sistema de realidade virtual imersivo utilizado por [Donati et al. \(2016\)](#) é descrito por [Shokur et al. \(2016\)](#), em que se utiliza o HMD do Oculus Rift e um *display* háptico portátil em cada braço. Os *displays* hápticos possuem três pequenos vibradores na manga. No mundo virtual, os pacientes incorporam um avatar 3D com forma humana onde se tem a perspectiva em primeira pessoa e pode-se observar as pernas. O experimento consistia em fazer com que os pacientes tentassem adivinhar a posição das pernas do avatar utilizando apenas a informação dos *displays* hápticos posicionando os braços de acordo, e também de simular a sensação tátil de pisar em diferentes superfícies. Para seis dos oito pacientes, o *display* háptico induziu uma ilusão realística de caminhada em três tipos de superfícies. Os pacientes também experienciaram os movimentos das pernas virtuais ou a sensação dos pés deslizando sobre o chão, de forma que sentiram que as pernas do avatar eram uma extensão de seus corpos.

É proposto por [Proulx et al. \(2018\)](#) uma plataforma imersiva para tratar de deficiências cognitivas chamada bWell, que inclui a utilização de VR e AR (do inglês *augmented reality*, ou realidade aumentada em português). O trabalho tem como objetivo medir o engajamento e avaliar o risco de *cybersickness* (ocorre por incompatibilidade entre os sistemas vestibular e cognitivo; sintomas relacionados incluem dor de cabeça, enjoo e tontura) como um pré-requisito para testar o sistema em pessoas com deficiência cognitiva. Os usuários utilizaram o bWell a partir de um HTC Vive, sendo que três exercícios foram utilizados. Para minimizar o fenômeno de *cybersickness*, evitou-se utilizar deslocamentos que não estão sincronizados com o mundo real, como o teletransporte. O exercício LAB requer que os usuários completem duas “receitas” em paralelo seguindo uma sequência de tempo específica, interagindo com garrafas codificadas por cor. No exercício MOLE o usuário deve atingir os alvos (toupeiras saindo de buracos em uma mesa) utilizando duas marretas virtuais, sendo que a cor da marreta deve coincidir com a da toupeira. O exercício TENT não possui objetivo específico, onde o usuário pode relaxar e explorar o local, além de poder alterar o cenário usando um livro virtual. No TENT também há uma esfera pulsante, em que os controles vibram quando o usuário a toca virtualmente. Os resultados mostraram que os sintomas de *cybersickness* são pequenos e o engajamento é alto. Além disso, o engajamento em VR imersivo foi maior do que a versão não-imersiva dos exercícios, com diferenças estatisticamente significantes nos aspectos de imersão, divertimento e gratificação pessoal. Isso demonstra que a plataforma proposta possui uma alta aceitabilidade pelos usuários em termos de engajamento e conforto.

An e Park (2017) fizeram um estudo com indivíduos com lesão medular incompleta crônica utilizando realidade virtual semi-imersiva em reabilitação de equilíbrio e movimento em pé. Os pacientes utilizaram o sistema IREX, consistindo de televisor, câmera, luvas, uma tela verde e um tapete de plano de fundo. Pelo IREX, os pacientes jogavam 6 opções de programas incluindo “futebol”, “snowboard”, entre outras, em que cada uma tem a sua forma de jogar, de forma que todos exigem o controle de movimento e equilíbrio do usuário. Foi identificado que houve um aumento significativo nas métricas propostas para a reabilitação, levando à conclusão que a terapia com VR semi-imersiva tem um efeito positivo no tema estudado.

Proffitt et al. (2018) estudaram a segurança e a viabilidade de interação em uma plataforma de telerreabilitação com visão em primeira pessoa e corpo completo para pacientes pós-AVC. O sistema de VR do estudo utiliza o Microsoft Kinect e o HMD Oculus Rift. Para testar inicialmente a segurança, o sistema foi testado primeiro com pessoas sem deficiência, em que os participantes se empenharam em tarefas baseadas em jogos. A visualização foi feita tanto por uma TV de 43” como pelo Rift, sendo que neste último o usuário visualizava o ambiente pelos olhos do avatar. O ambiente virtual consiste de uma estação de reciclagem 3D em que o jogador completa 3 tipos de tarefas projetadas para simular o mundo real, a partir do rastreamento dos movimentos de todo o corpo com o Kinect. A maioria dos participantes se sentiu mais engajado no jogo utilizando o Rift, podendo “ver” e perceber melhor o ambiente e mais capazes de coordenar os movimentos. Nenhum dos participantes sem deficiência sentiu falta de equilíbrio, alguns desses (3 de 14) relataram tontura e enjoo durante ou após utilizar o Rift. Nenhum dos pacientes pós-AVC relataram enjoo ou tontura, porém todos os participantes requisitaram assistência para se equilibrar ao utilizar o HMD. Com estes pacientes, não ocorreu nenhuma queda, mas foram registradas 23 instancias de perda de equilíbrio. Dois dos cinco participantes pós-AVC preferiram a vista em terceira pessoa (Kinect + TV) alegando que era melhor para visualizar os alvos e o jogo era mais fácil de processar ao ver o avatar na tela. Ambos os participantes tinham limitações na habilidade de percepção visual.

Tabela 3.1: Resumo dos tipos de reabilitação utilizados nas referências

Trabalho	Nível de imersão	Equipamentos	Causa ou tipo de deficiência
Esfahlani et al. (2018)	Não-imersiva	Kinect, Myo	AVC
Shokur et al. (2016)	Imersiva	Oculus Rift, BMI, <i>display</i> háptico	Lesão medular completa
Proulx et al. (2018)	Imersiva	HTC Vive	Deficiência cognitiva
An e Park (2017)	Semi-imersiva	IREX	Lesão medular incompleta
Proffitt et al. (2018)	Imersiva e não-imersiva	Kinect, Oculus Rift	AVC

4 METODOLOGIA

Este capítulo apresenta o panorama geral do sistema proposto (seção 4.1), os dispositivos de hardware e as ferramentas de desenvolvimento de software utilizados (seção 4.2), o desenvolvimento da técnica de estimativa de velocidade de deslocamento (seção 4.3), o desenvolvimento dos ambientes virtuais e do personagem (seção 4.4) e a descrição dos experimentos realizados com voluntários na esteira (seção 4.5) e com realidade virtual (seção 4.6).

4.1 PANORAMA DO SISTEMA DE REALIDADE VIRTUAL PARA REABILITAÇÃO

A proposta deste trabalho inclui desenvolver um sistema de realidade virtual imersivo para a reabilitação de pessoas com deficiência motora nos membros inferiores, então existem alguns requisitos para que este sistema possa ser construído. Os requisitos tratados neste trabalho foram

- Uma forma de capturar e transmitir os movimentos ou comandos do usuário para o software que renderiza o ambiente virtual
- Fornecer a visualização do ambiente virtual ao usuário
- Implementar um avatar (corpo que representa fisicamente o usuário no ambiente virtual)
- Implementar as respostas aos comandos e movimentos do usuário, incluindo o movimento do avatar no ambiente virtual
- Gerar o ambiente virtual com objetos que o usuário possa interagir ou usar de referência.

O diagrama do sistema desenvolvido é ilustrado pela Figura 4.1. No sistema o usuário utiliza o HMD e os controles do HTC Vive e as IMUs. Os dados de rastreamento do Vive e de orientação das IMUs capturam os movimentos do usuário e são transmitidos para o computador com sistema operacional Windows. O usuário pode também acionar comandos utilizando os botões dos controles do Vive.

No computador, a aplicação de realidade virtual recebe os dados de rastreamento do Vive, enquanto um *script* Python recebe os dados de orientação das IMUs. Há um outro *script* em Python rodando que atua como um servidor intermediando de quem receber e para quem transmitir as informações com vários subprocessos, além de

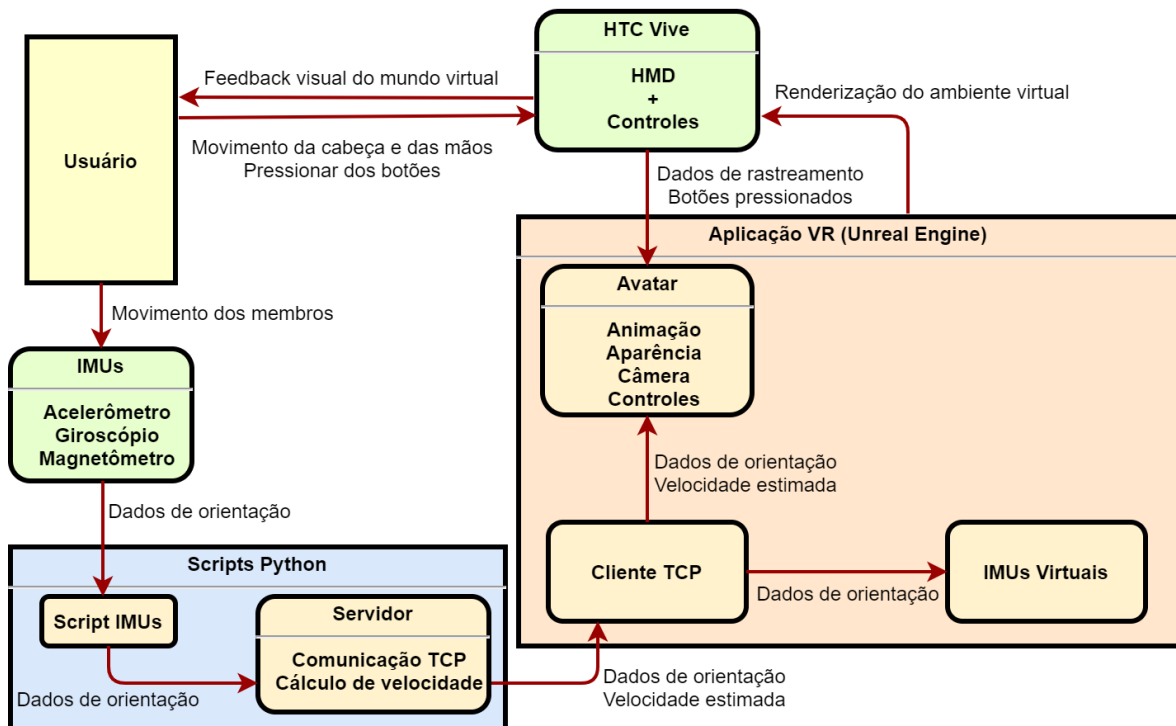


Figura 4.1: Diagrama do sistema de realidade virtual para reabilitação

Fonte: Preparado pelo autor

ter um subprocesso dedicado para realizar o cálculo de velocidade a partir das amostras de ângulo de uma IMU. Esse servidor se conecta com todos os seus clientes (outros *scripts* Python e a aplicação de realidade virtual) por meio de protocolo de comunicação TCP. O servidor utiliza variáveis compartilhadas para transmitir as informações (dados de orientação e velocidade calculada) entre os subprocessos. A versão de Python utilizada para rodar os *scripts* é a 3.7.4. As bibliotecas importadas pelos *scripts* com os respectivos motivos de utilização são

- `time` - Obter o tempo de relógio do computador, calcular o tempo gasto em trechos de código e na transmissão de pacotes entre programas
- `multiprocessing` - Criar subprocessos que rodam em paralelo, criar e gerenciar variáveis compartilhadas pelos subprocessos, fazer o programa esperar por algum tempo antes de executar as tarefas seguintes pela função `sleep` (útil para esperar a reconexão por TCP)
- `socket` - Implementar a comunicação entre programas por conexão de *socket* TCP/IP
- `sys` - Obter informações para tratamento de erros de execução

- `datetime` - Obter a data e a hora em formato de texto utilizados nos arquivos de log utilizados para salvar dados de IMU e de velocidade
- `math` - Obter valor de pi e usar funções trigonométricas e de arredondamento
- `pyquaternion` - Utilizar funções de quatérnios
- `json` - Codificar dados de variáveis para transmitir por *socket* TCP
- `numpy` - Funções matemáticas como valor absoluto, obter raízes de polinômio, média, desvio padrão, transformada rápida de Fourier
- `pypreprocessor` - Utilizar diretivas de pré-processamento como em C/C++ para escolher os métodos e opções do cálculo de velocidade
- `serial` - Obter os dados seriais na forma de bytes da porta USB para receber os dados de orientação das IMUs.

A aplicação de realidade virtual, desenvolvida com a Unreal Engine, recebe os dados de rastreamento e dos comandos do Vive, e de orientação das IMUs para renderizar o ambiente virtual e disponibilizar a sua visualização na tela do HMD do Vive para o usuário. A aplicação deve: processar o pacote de mensagens TCP/IP do servidor pra extrair as informações de orientação das IMUs representadas em quatérnios, transformá-las para ângulos de Euler nas sequências ZYX e ZXY para aplicá-las nas IMUs virtuais ou nas partes correspondentes do personagem, aplicar os dados de rastreamento do Vive no personagem e na câmera, processar os comandos do usuário, processar o comportamento de outros objetos virtuais, entre outras tarefas. Com todo esse processamento, no fim a aplicação de realidade virtual é capaz de gerar as imagens do ambiente virtual como foram programadas e fornecer a experiência imersiva e interativa ao usuário.

Nos experimentos com o usuário sentado, as IMUs são utilizadas apenas nos braços, e não nas pernas. Nem sempre é utilizada apenas uma IMU no braço direito, próximo ao cotovelo, para o cálculo de velocidade. Também é possível utilizá-las para rastreamento nos braços e antebraços esquerdos e direitos (4 IMUs). Em um experimento de caminhada física (por exemplo, em uma esteira), já seria possível inserir 4 IMUs nas pernas e coxas esquerdas e direitas e fazer o rastreamento dessas partes.

Com todo o sistema funcionando conforme foi descrito, é esperado que, com a experiência imersiva e interativa durante os experimentos, o usuário se sinta motivado e engajado a fazer os exercícios repetitivos propostos pela reabilitação, principalmente relacionados à caminhada.

4.2 EQUIPAMENTOS UTILIZADOS

Nesta subseção são listados os itens de hardware e de desenvolvimento de software utilizados neste trabalho.

4.2.1 IMUs (*inertial measurement units*)

Para fazer o rastreamento das partes do corpo da pessoa, são posicionadas IMUs (também conhecidas como sensores inerciais ou unidades de medida inercial) no corpo da pessoa para determinar e transmitir a orientação de cada parte em que se deseja fazer o rastreamento.

As IMUs utilizadas são do modelo 3-Space Wireless 2.4 GHz DSSS da empresa YostLabs (Figura 4.2a). Elas podem se conectar a um computador diretamente por um cabo USB ou por uma conexão sem fio a um *dongle* (Figuras 4.2b e 4.2c) que se conecta por USB ao computador. O *dongle* pode estabelecer conexões sem fio com várias IMUs simultaneamente. As IMUs possuem os sensores giroscópio, acelerômetro e magnetômetro. As IMUs também podem determinar a orientação em diversos tipos de representação (ângulos de Euler, quatérnios, entre outros) através da fusão de seus dados sensoriais. De acordo com o fabricante, é possível para as IMUs transmitirem informações em uma frequência de até 260 Hz em modo *wireless*. Durante os experimentos foi obtida uma frequência de transmissão predominante de 100 Hz, que é suficiente para os experimentos no sistema utilizado.



(a) Sensor 3-Space: a IMU receptora com conexões USB e *wireless*

Fonte: Repositório digital da Yost Labs disponível na [página do produto](#) acessada em novembro de 2019.

(b) Dongle 3-Space normal

Fonte: Repositório digital da Yost Labs disponível na [página do produto](#) acessada em novembro de 2019.

(c) Dongle 3-Space de longo alcance

Fonte: Repositório digital da Yost Labs disponível na [página do produto](#) acessada em novembro de 2019.

Figura 4.2: Dispositivos 3-Space Wireless da Yost Labs

O posicionamento de diversas IMUs no corpo da pessoa permite o rastreamento da orientação de cada parte desejada do corpo em tempo real. Dessa forma, é possível aplicar essas orientações nas respectivas partes do avatar, tornando a visualização dos movimentos do avatar muito semelhante ao que é visto no mundo físico.

Em todos experimentos, foram utilizados os dados de orientação representados na forma de quatérnios com as respectivas *timestamps*. Devido às possíveis interferências com magnetômetro, para a obtenção da orientação foram utilizados nos experimentos apenas os sensores giroscópio e acelerômetro das IMUs.

No sistema desenvolvido neste trabalho os dados de orientação das IMUs são obtidos por um *script* Python, que transmite os dados para outro *script* Python que atua como um servidor de comunicação TCP/IP. O servidor então retransmite os dados de orientação para a aplicação de realidade virtual desenvolvida na Unreal Engine.

4.2.2 HTC Vive

O hardware de realidade virtual escolhido para criar o sistema proposto é o HTC Vive (Figura 4.3). Este sistema foi escolhido por ser capaz de fornecer uma alta capacidade de imersão e interação com o ambiente virtual, além de possuir um sistema de rastreamento rápido e preciso.



Figura 4.3: HTC Vive

Fonte: Repositório digital do Talk Android disponível no [artigo](#) acessado em novembro de 2019.

Ele é composto de um HMD, dois controles e duas estações base. As estações base emitem um sinal infravermelho, que permitem o rastreamento de posição e orientação no espaço tridimensional dos controles e do HMD a uma frequência de 90 Hz. A tela do HMD, por onde o usuário consegue visualizar o ambiente virtual, também possui uma taxa de atualização de 90 Hz. O HMD e os controles também possuem IMUs próprias que auxiliam na determinação da posição e orientação utilizando fusão

sensorial (mais relevantes quando o HMD ou os controles não enxergam as estações base).

4.2.3 Unreal Engine

A Unreal Engine é uma ferramenta desenvolvida pela empresa Epic Games e projetada para criar jogos e ambientes virtuais. Ela possui diversas ferramentas para lidar com elementos 3D, efeitos visuais, simulação de fenômenos físicos, animação de personagens e objetos, configuração de controles, sons, conexão em rede, entre outros. Ela é programável em duas linguagens: C++ e Blueprints (Figura 4.5). A linguagem C++ geralmente é indicada para lidar com o tratamento de dados e lidar com programação de mais baixo nível, enquanto as Blueprints normalmente tratam mais dos elementos visuais e outros elementos de mais alto nível. Porém, é possível lidar com os dois paradigmas nas duas linguagens. A maior parte do desenvolvimento com a *engine* é feito no editor da Unreal Engine (Figura 4.4).



Figura 4.4: Editor da Unreal Engine

Fonte: Repositório digital da Unreal Engine disponível na [página](#) acessada em novembro de 2019.

Essa *engine* foi escolhida para desenvolver a aplicação de realidade virtual deste trabalho por ser gratuita para utilizar (deve-se pagar apenas uma porcentagem das vendas dos jogos feitos com ela), oferecer um bom suporte à sistemas de realidade virtual, como o HTC Vive, além de ser possível criar e programar os ambientes virtuais e os protocolos de comunicação desejados. A importância dos protocolos de comunicação

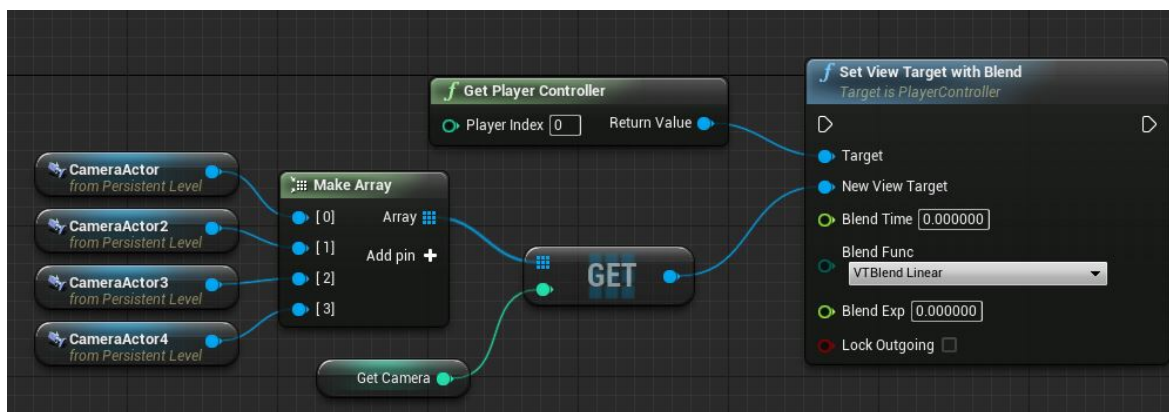


Figura 4.5: Exemplo de Blueprint da Unreal Engine

Fonte: Repositório digital da Unreal Engine disponível na [página](#) acessada em novembro de 2019.

é de poder se comunicar com outros programas que já foram desenvolvidos para lidar com os outros dispositivos do sistema implementado neste trabalho, além de ser reprogramável para se comunicar com mais dispositivos no futuro. A Unreal Engine também é bem conhecida por criar vários outros jogos tradicionais e de realidade virtual com gráficos realistas. Neste trabalho, foi utilizada para o desenvolvimento a versão 4.21 da Unreal Engine. Também foi importado o *plugin* Socketeer na versão beta 0.3 para implementar a comunicação por *sockets* TCP usando Blueprints.

Como os dados transmitidos pelo servidor Python por TCP são tratados como caracteres da tabela ASCII¹ (do inglês American Standard Code for Information Interchange, ou Código Americano Padrão para o Intercâmbio de Informação em português). Dentro da aplicação executada com a Unreal Engine, foi necessário construir um decodificador para tratar os dados formatados como caracteres ASCII, separá-los e atribuí-los em variáveis com significado dentro da aplicação. Com a informação organizada nas variáveis, é possível atribuí-la nas partes que devem ser destinadas. Os dados de orientação são utilizados para que objetos 3D rastreiem as IMUs físicas, e velocidade calculada é utilizada para gerar o deslocamento do avatar. Mais detalhes sobre a implementação, em formato de Blueprints, do cliente TCP, da decodificação das mensagens em ASCII e consequente atribuição nas variáveis responsáveis podem ser vistas no Anexo B.

¹ A tabela ASCII pode ser encontrada em: asciitable.com

4.3 ESTIMATIVA E CÁLCULO DA VELOCIDADE DE DESLOCAMENTO

Um dos desafios do desenvolvimento do sistema deste trabalho foi a de inserir uma forma de deslocamento do personagem no ambiente virtual correspondente aos movimentos do usuário. Para isso, foi implementada uma forma de, a partir dos dados de orientação amostrados da IMU ao longo do tempo, fosse possível estimar com que velocidade a pessoa estaria se deslocando e fazer com que o personagem se desloque nessa velocidade. Nos experimentos em que a pessoa está sentada, o usuário utiliza apenas uma IMU no braço direito próximo ao cotovelo, cuja orientação no ângulo do eixo sagital da pessoa (nesse caso, o ângulo *yaw* ou guinada da IMU) é mensurado ao longo do tempo para determinar a velocidade de deslocamento. Foram desenvolvidas e testadas várias heurísticas para gerar a estimativa da velocidade, e no fim uma delas foi escolhida para realizar os experimentos seguintes.

O sinal amostrado do ângulo do braço quando uma pessoa se move enquanto está caminhando ou correndo possui uma característica cíclica e se assemelha a uma onda senoidal. A estimativa da velocidade é calculada baseando-se em características que se possa obter do sinal, sendo verificadas condições a cada nova amostra de ângulo recebida da IMU.

Neste trabalho foram desenvolvidos vários métodos de cálculo da velocidade através do ângulo amostrado. Baseado na característica oscilatória do sinal, o cálculo de velocidade, em qualquer método desenvolvido, é feito utilizando os valores dos períodos (ou das frequências) obtidos, e muitas vezes também das amplitudes.

É esperado que os valores calculados de velocidade sejam proporcionais ao valor físico, de forma que é feita a multiplicação do valor calculado por uma constante de proporcionalidade obtida empiricamente antes da velocidade ser aplicada ao movimento do avatar de realidade virtual. Então a equação que converte a velocidade obtida pelo sinal do ângulo da IMU para a velocidade utilizada pela *engine* na aplicação de realidade virtual é dada por

$$v_e(t) = \alpha v_c(t), \quad (4.1)$$

de forma que $v_e(t)$ é a velocidade de deslocamento utilizada pela *engine*, $v_c(t)$ é a velocidade calculada e α é a constante de proporcionalidade usada para conversão.

Os sinais usados nos exemplos possuem uma taxa de amostragem de 100 Hz, que é equivalente à taxa de transmissão predominante da IMU.

4.3.1 Métodos de cálculo

São implementados três métodos principais de cálculo de velocidade, que são a forma fundamental de se obter a estimativa da velocidade a partir do sinal de orientação. O primeiro método é obtido a partir dos pontos mínimos e máximos da onda. O segundo método, que depende da detecção de mínimos e máximos do primeiro método, é obtido quando ocorre o cruzamento do ângulo pelo valor médio dos últimos mínimos e máximos detectados. O terceiro método é obtido a partir da componente de frequência com maior amplitude obtida da transformada rápida de Fourier (FFT, do inglês *fast Fourier transform*) do sinal. Por motivos de simplificação, os três métodos receberão os respectivos nomes: MinMax, CrossMean e Fourier.

4.3.2 Opções de cálculo

Para amenizar elementos indesejados durante a detecção de características do sinal para determinar a velocidade, são incluídas outras 3 opções para realizar o cálculo, as quais podem ser ativadas ou desativadas para serem aplicadas sobre os métodos. Na primeira opção é possível utilizar um filtro passa-baixa para atenuar componentes de alta frequência indesejadas no sinal. A segunda opção permite escolher se o cálculo de velocidade utilizará apenas a frequência (ou o período) obtida(o) do sinal, ou se incluirá no cálculo a amplitude ou a derivada do sinal. A terceira opção permite inserir um atraso no cálculo de velocidade, em que são utilizadas no cálculo de velocidade apenas amostras obtidas após um tempo de atraso determinado.

Para simplificação, as três opções receberão os respectivos nomes: Low-pass, PeriodOnly e Delay. As opções Low-pass e PeriodOnly podem ser aplicadas sobre qualquer um dos três métodos de cálculo. A opção Delay pode ser aplicada apenas no método de cálculo MinMax.

4.3.3 Método MinMax

Esse foi o primeiro método implementado e, aplicando-o em uma senoide simples (1 Hz e amplitude 30° nesse exemplo), obtém-se o resultado da Figura 4.6.

Os pontos de mínimo e máximo são encontrados quando ocorre, na última amostra recebida, uma inversão no sinal da derivada discreta do sinal no tempo (o sinal estava subindo e começa a descer ou vice-versa). Encontrando os pontos de máximo e mínimo no sinal (asteriscos vermelhos), é possível encontrar a amplitude e o período do sinal. A amplitude é a diferença de ângulo entre dois pontos consecutivos com concavidades opostas. A amplitude é a diferença de tempo entre dois pontos consecutivos com a mesma concavidade. A velocidade é calculada, no último ponto encontrado, com a divisão da amplitude pelo período, mostrado pela linha amarela no gráfico. Neste

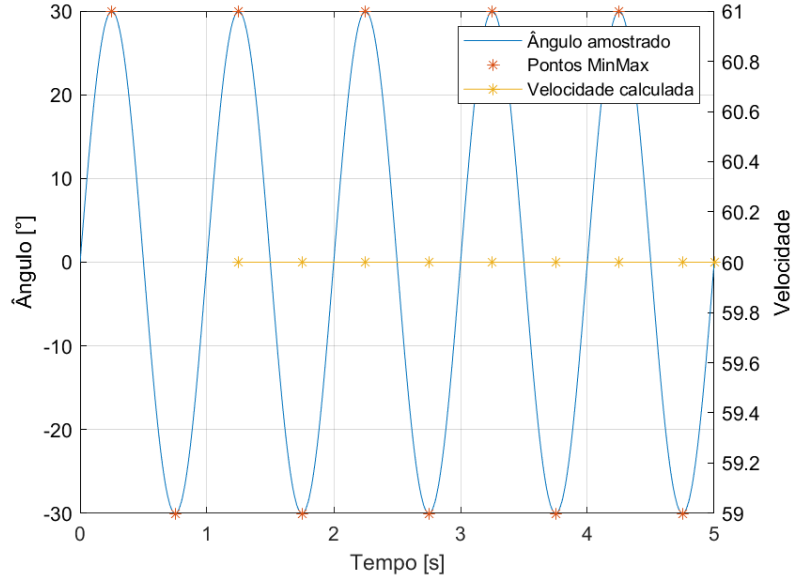


Figura 4.6: Estimativa da velocidade em uma senoide simples pelo método MinMax

Fonte: Preparado pelo autor

caso, como a amplitude e o período são constantes, é esperado que a velocidade também seja constante. Com esse método, só é possível obter a velocidade a partir do 3º ponto calculado, já que, para o último ponto encontrado, ele precisa de um ponto de máximo e outro de mínimo anteriores para definir o período e a amplitude. Em termos de equação, pode-se expressar como

$$v_c(t) = \frac{A(t_{MAX_i})}{T(t_{MAX_i})} = \frac{|\theta(t_{MAX_i}) - \theta(t_{MIN_j})|}{t_{MAX_i} - t_{MAX_{i-1}}}, \text{ se } t_{MAX_i} > t_{MIN_j}, \text{ ou} \quad (4.2)$$

$$v_c(t) = \frac{A(t_{MIN_j})}{T(t_{MIN_j})} = \frac{|\theta(t_{MIN_j}) - \theta(t_{MAX_i})|}{t_{MIN_j} - t_{MIN_{j-1}}}, \text{ se } t_{MIN_j} > t_{MAX_i}, \quad (4.3)$$

sendo $V_c(t)$ a velocidade no tempo atual, A a amplitude, T o período, t_{MAX_i} e t_{MIN_j} respectivamente o tempo quando o último ponto de máximo i ou ponto de mínimo j foi encontrado e θ o ângulo amostrado da IMU no respectivo tempo. Como a velocidade deste método é obtida pela razão da amplitude (unidade em graus) pelo período (unidade em segundos), então a unidade da velocidade deste método é de graus por segundo ($^\circ/s$).

Porém, o sinal real varia a amplitude e o período ao longo do tempo, além de possuir outras componentes. Ao inserir um outro sinal senoidal como uma simulação de perturbação com 4 vezes a frequência do sinal original ($4Hz$) e $\frac{1}{4}$ da amplitude ($7,5^\circ$), tem-se o resultado da Figura 4.7.

Nesta última figura, é possível notar que a principal componente senoidal do ângulo amostrado ainda possui suas características bem visíveis e é fácil notar visual-

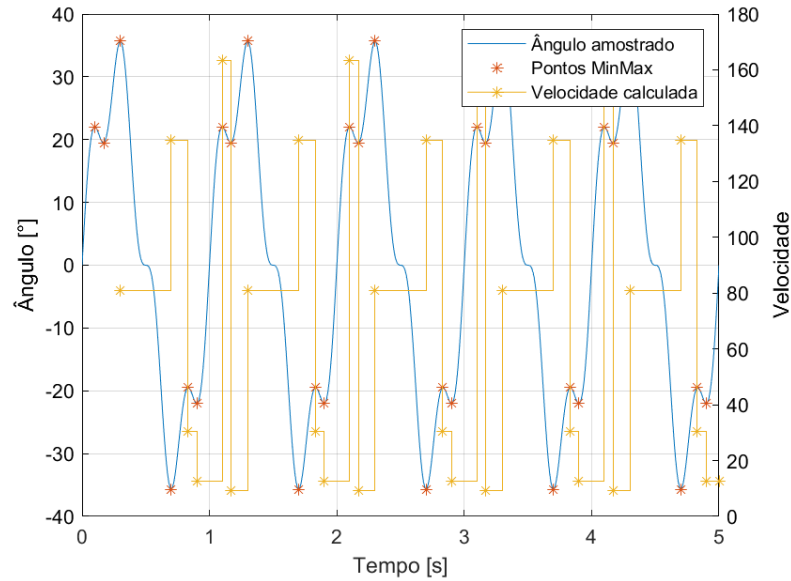


Figura 4.7: Estimativa da velocidade em uma senoide com perturbação pelo método MinMax

Fonte: Preparado pelo autor

mente onde são os mínimos e máximos para realizar o cálculo, porém pontos adicionais de mínimo e máximo locais são adicionados e, mesmo que eles fossem ignorados, também é possível notar uma assimetria na onda (observando o trecho de um período completo entre dois vales, a metade do começo até a crista é diferente da outra metade que começa na crista e termina no final do trecho). Também é possível notar que a velocidade calculada oscila muito devido às detecções adicionais. Então, é necessário implementar mais recursos para ser possível obter a velocidade correta.

4.3.4 Limitação de período

Uma implementação simples foi adicionada para definir um período mínimo entre dois pontos de mínimo ou de máximo, e entre mínimos e máximos consecutivos. A limitação de período foi implementada apenas nos métodos MinMax e CrossMean e foi utilizada em todos os resultados experimentais por ser simples e ter gerado melhores resultados, ajudando a filtrar pontos de mínimo e máximo indesejados. O resultado dessa implementação, com período mínimo entre mínimos e máximos de 0,25 segundo, pode ser notado na Figura 4.8.

A implementação da limitação do período mínimo não é ideal (ainda há falsos positivos e falsos negativos), mas ajuda a remover alguns dos pontos indesejados. É possível notar que, para este sinal, a velocidade encontrada se mantém constante a partir de $t = 1,1 s$, o que também ocorre no caso ideal. Os valores encontrados de velocidade

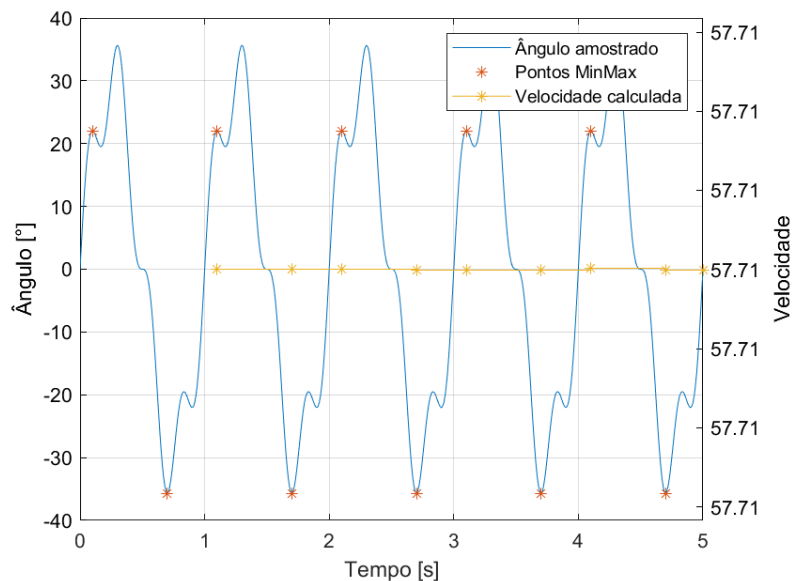


Figura 4.8: Estimativa da velocidade em uma senoide com perturbação pelo método MinMax com limitação de período

Fonte: Preparado pelo autor

também são constantes e próximos (60 no caso ideal e 57.71 com a perturbação).

4.3.5 Método CrossMean

Este método utiliza os pontos detectados pelo método MinMax e faz alguns passos adicionais. Primeiramente é calculada a média dos últimos pontos máximos e dos últimos pontos mínimos detectados, e então é feita a média destes dois valores, que é considerado o valor médio do sinal, já que o movimento pode não ser uniforme e ter média diferente de zero. Então, para cada nova amostra de ângulo, é verificado se o valor atual é maior que a média quando o imediatamente anterior é menor ou igual ou vice-versa, indicando o cruzamento da média. Quando ocorre o cruzamento da média. O cálculo de velocidade é feito com a divisão da derivada da última amostra do ângulo pelo período entre duas amostras, como é mostrado pela equação

$$v_c(t) = \frac{|\theta'(t_{CM_i})|}{t_{CM_i} - t_{CM_{i-1}}}, \quad (4.4)$$

sendo t_{CM} os tempos em que as amostras de ângulo cruzaram a média, i representa a última amostra que cruzou a média, θ' a derivada discreta do sinal no tempo e V_c é a velocidade calculada. Neste caso, é utilizada a derivada do sinal porque não é possível obter a amplitude do sinal com amostras de cruzamento da média. A derivada do sinal é um bom substituto da amplitude, porque indica com que velocidade angular a pessoa está se movendo onde se espera que ocorra a velocidade angular máxima

da trajetória. Uma das maiores utilidades da utilização da amplitude ou derivada do ângulo no cálculo de velocidade é determinar se a pessoa parou de se mover, o que faz a velocidade tender a zero. Seria possível substituir a derivada do sinal no ponto de cruzamento da média pela amplitude correspondente ao último valor de máximo e ao último valor de mínimo, mas estes valores teriam um atraso enquanto o valor da derivada é utilizado na amostra mais recente. Como a velocidade deste método é obtida pela razão da derivada do sinal de ângulo (unidade em graus por segundo, $^{\circ}/s$) pelo período (unidade em segundos), então a unidade da velocidade deste método é de graus por segundo ao quadrado ($^{\circ}/s^2$). Na Figura 4.9 é mostrada a aplicação do método CrossMean, com a média calculada a partir das duas últimas amostras de mínimo e de máximo.

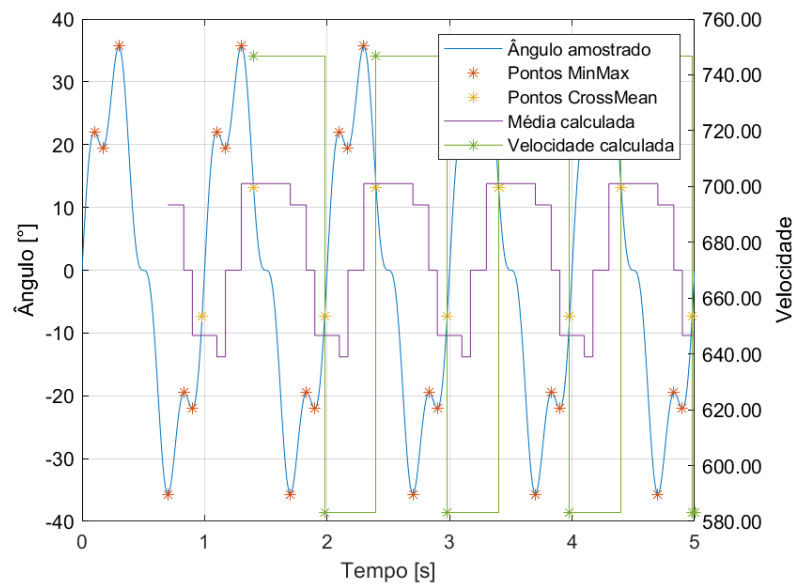


Figura 4.9: Estimativa da velocidade em uma senoide com perturbação pelo método CrossMean

Fonte: Preparado pelo autor

Comparando com o método CrossMean puro e usando o mesmo sinal com perturbação, é possível que foi possível amenizar bastante as oscilações nas velocidades obtidas. Comparando estes resultados com o MinMax para a senoide simples, com um ajuste de escala de 10 vezes nos valores, é possível notar que os valores obtidos não ficaram muito distantes (583,2 e 746,8 no CrossMean, 60 no MinMax com senoide simples, 9,4 a 163,3 no MinMax com perturbação).

4.3.6 Método Fourier

Neste método, primeiramente é feita a obtenção da componente de maior amplitude da transformada rápida de Fourier de uma janela do sinal, utilizando as k amostras mais recentes. A velocidade é calculada com o produto da amplitude da componente encontrada pela sua respectiva frequência seguindo a equação

$$v_c(t) = A_{MAX}(t_{i-k+1}, t_i) f_{A_{MAX}}(t_{i-k+1}, t_i). \quad (4.5)$$

Nessa fórmula $v_c(t)$ é a velocidade, A_{MAX} é a amplitude máxima encontrada na janela do sinal, i representa a amostra do sinal mais recente (sendo que de $i-k+1$ até i obtém-se k amostras), $f_{A_{MAX}}$ é a frequência da amplitude máxima encontrada. Como a velocidade deste método é obtida pelo produto da amplitude (unidade em graus) pela frequência (unidade em Hertz, Hz, que pode ser aplicada como segundo à menos um, s^{-1}), então a unidade da velocidade deste método é de graus por segundo ($^\circ/s$).

Na Figura 4.10 é mostrado um exemplo de aplicação do método Fourier no sinal com perturbação em várias janelas de tempo com tamanho de 1.3 vezes a frequência de amostragem (100 Hz, então $k = 130$), para que não ocorra uma semelhança entre o tamanho do tempo da janela e o período do movimento, que na prática não é conhecido a priori e é variável.

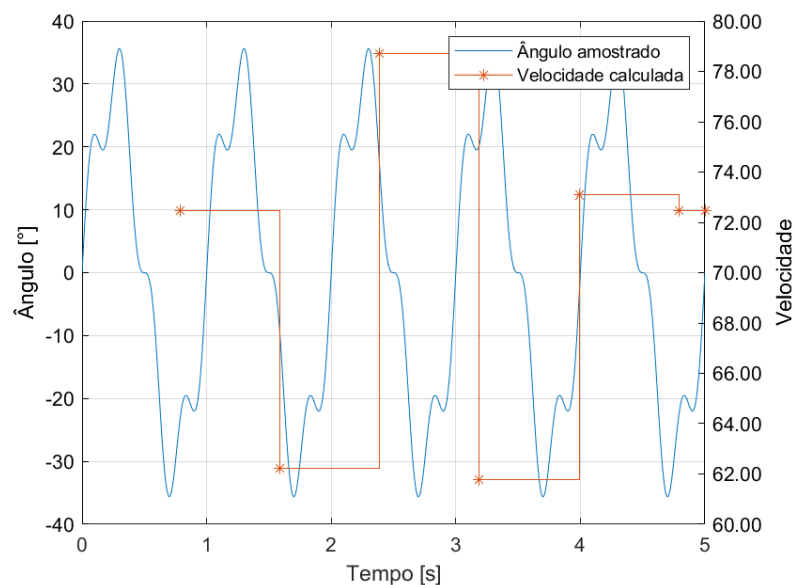


Figura 4.10: Estimativa da velocidade em uma senoide com perturbação pelo método Fourier

Fonte: Preparado pelo autor

É possível aplicar o método Fourier para cada amostra, mas, por questões de desempenho para rodar em tempo real, ele só é aplicado a cada janela de amostras

determinada. As velocidades encontradas nesse caso são relativamente próximas do ideal para este sinal (60), e também existe muita variação quando se altera o tamanho da janela.

4.3.7 Opção Low-pass

Esta opção aplica um filtro passa-baixa para atenuar perturbações de alta frequência no sinal amostrado do ângulo, podendo reduzir o encontro de falsos positivos na detecção de máximos e mínimos. No exemplo da Figura 4.11 é utilizado um filtro passa-baixa IIR Butterworth com frequência de corte de 2 Hz no sinal com perturbação de 4 Hz, e então é feita a detecção e cálculo de velocidade com o método MinMax.

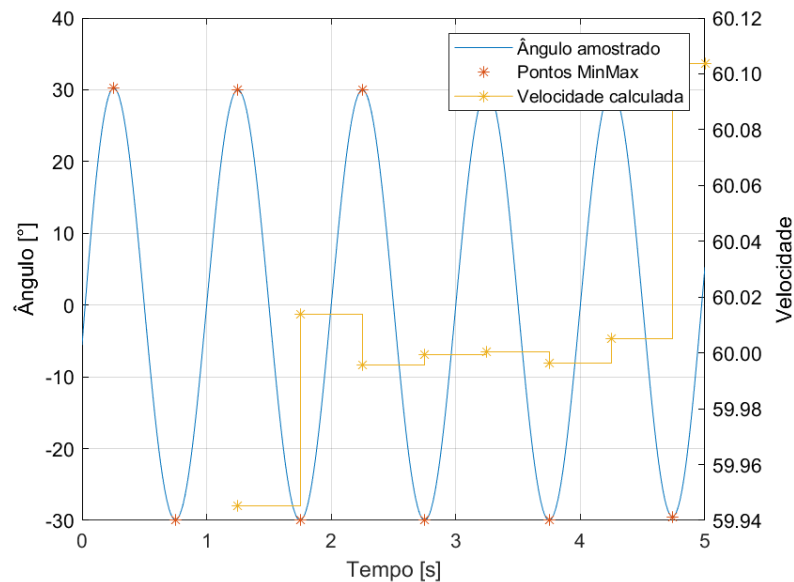


Figura 4.11: Estimativa da velocidade em uma senoide com perturbação pelo método Minmax e opção Low-pass

Fonte: Preparado pelo autor

É possível notar neste caso que, como a frequência desejada do movimento era conhecida previamente e constante, a componente de perturbação foi eliminada e o resultado do cálculo é praticamente igual ao do sinal sem perturbação. Existem duas desvantagens em utilizar este método, sendo a primeira que ele não apresenta um bom desempenho para ser utilizado em tempo real a cada nova amostra. Na prática, ele foi utilizado uma vez a cada 100 amostras para dar tempo de processar o filtro. A outra desvantagem prática do uso desse filtro é a dificuldade em determinar com precisão a frequência de corte, já que o movimento e as perturbações não possuem frequências pré-definidas e podem variar ao longo do tempo. Na prática, foi utilizada uma frequência

de corte de 12,5 Hz, que é bem acima do que um ser humano é capaz de mover os braços e as pernas em um contexto de caminhada.

4.3.8 Opção Delay

Esta opção funciona apenas com o método MinMax. Ela aplica a velocidade apenas com amostras do sinal com um atraso fixo. A amostra detectada com atraso ainda será comparada com amostras de mínimo e máximo mais recentes para tentar remover as detecções de falsos positivos (mínimos e máximos locais). Caso a amostra atrasada que seria utilizada no cálculo de velocidade seja um mínimo e existe outro mínimo mais recente menor, ou se a amostra atrasada for um máximo e existe outro máximo ainda maior, a amostra atrasada não será utilizada no cálculo de velocidade. Caso contrário, a amostra será aproveitada para realizar o cálculo. O maior defeito dessa opção é que não se pode obter a velocidade a partir das amostras mais atuais, o que não é vantajoso para uma aplicação em tempo real.

Considera-se um atraso de d segundos. Ao encontrar um ponto de mínimo ou máximo i , ele será armazenado em uma lista de mínimos e máximos. Para cada nova amostra de ângulo, o ponto de mínimo ou de máximo j mais recente que foi encontrado ao menos d segundos antes dessa amostra de ângulo é comparado com os pontos mais recentes $j + 1$ até i (último encontrado), se eles existirem. Se o ponto j for um ponto de máximo e $\theta_j > \max(\theta_{j+1}, \dots, \theta_i)$ ou se o ponto j for um ponto de mínimo e $\theta_j < \min(\theta_{j+1}, \dots, \theta_i)$, o ponto j é utilizado para calcular a velocidade. Caso contrário, o ponto j é descartado e a velocidade é mantida até chegar um ponto válido. Na Figura 4.12 é mostrada como fica a aplicação desta opção no método MinMax com o sinal perturbado e um atraso d de 1 s.

A desvantagem do uso desta opção está em ela analisar apenas o último ponto logo antes do período de atraso determinado com as amostras mais recentes, o que significa que a última velocidade calculada sempre estará consideravelmente atrasada em relação à amostra mais recente. Por outro lado, este método se mostrou efetivo em determinar corretamente os pontos de mínimo e de máximo sem fazer nenhuma modificação no sinal.

4.3.9 Opção PeriodOnly

Esta opção faz o cálculo utilizar apenas o período ou frequência no cálculo de velocidade, substituindo a amplitude (nos métodos MinMax e Fourier) ou a derivada do sinal (no método CrossMean) por 1. Em termos de equações, pode se escrever os métodos MinMax, CrossMean e Fourier respectivamente como

$$v_c(t) = \frac{1}{T(t_{MAX_i})} = \frac{1}{t_{MAX_i} - t_{MAX_{i-1}}}, \text{ se } t_{MAX_i} > t_{MIN_j}, \text{ ou} \quad (4.6)$$

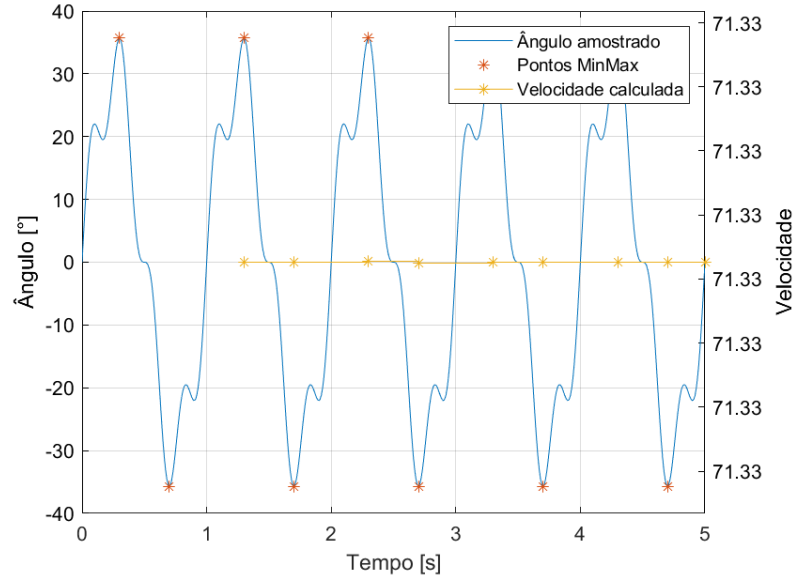


Figura 4.12: Estimativa da velocidade em uma senoide com perturbação pelo método Minmax e opção Delay

Fonte: Preparado pelo autor

$$v_c(t) = \frac{1}{T(t_{MIN_j})} = \frac{1}{t_{MIN_j} - t_{MIN_{j-1}}}, \text{ se } t_{MIN_j} > t_{MAX_i}, \quad (4.7)$$

$$v_c(t) = \frac{1}{t_{CM_i} - t_{CM_{i-1}}}, \quad (4.8)$$

$$v_c(t) = f_{A_{MAX}}(t_{i-k+1}, t_i). \quad (4.9)$$

Como não é mais utilizada a amplitude ou a derivada do sinal nos métodos de cálculo da velocidade, as unidades dos métodos são alteradas com essa opção. Os três métodos passam a utilizar a unidade Hz ou s^{-1} .

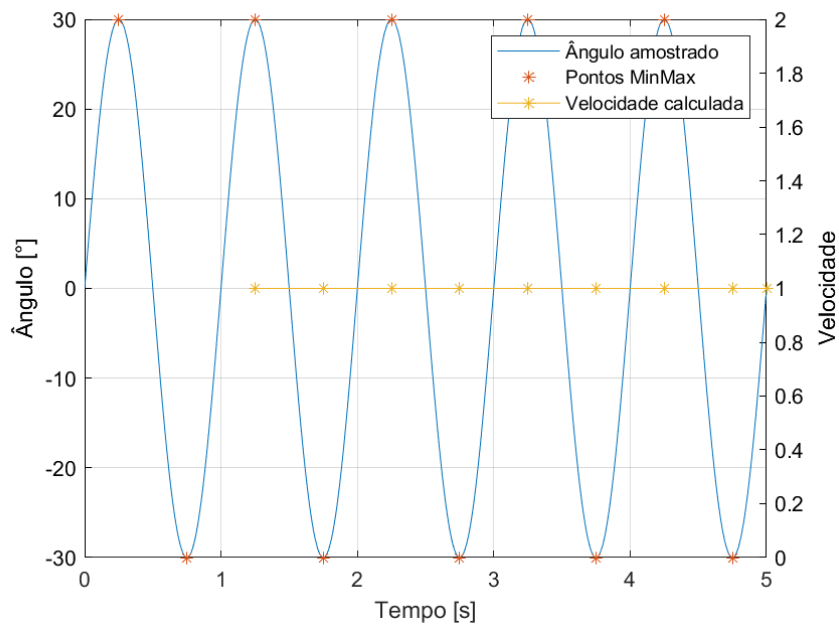


Figura 4.13: Estimativa da velocidade em uma senoide simples pelo método MinMax com opção PeriodOnly

Fonte: Preparado pelo autor

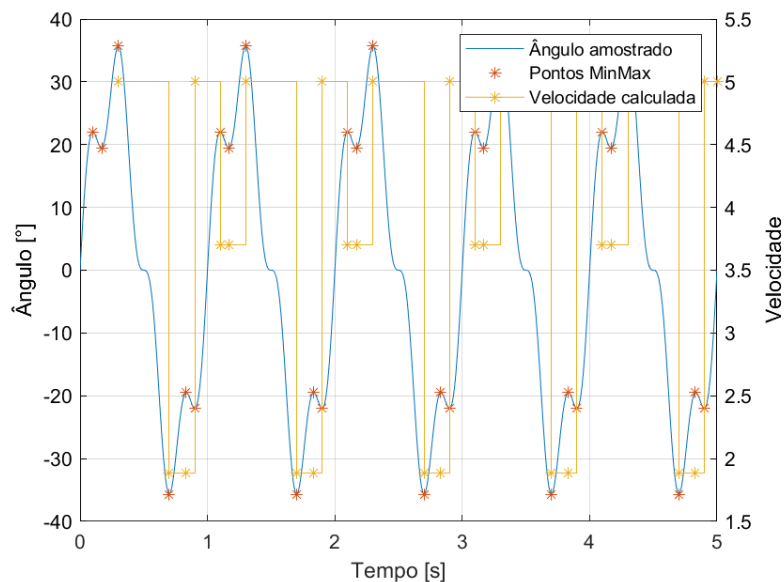


Figura 4.14: Estimativa da velocidade em uma senoide com perturbação pelo método MinMax com opção PeriodOnly

Fonte: Preparado pelo autor

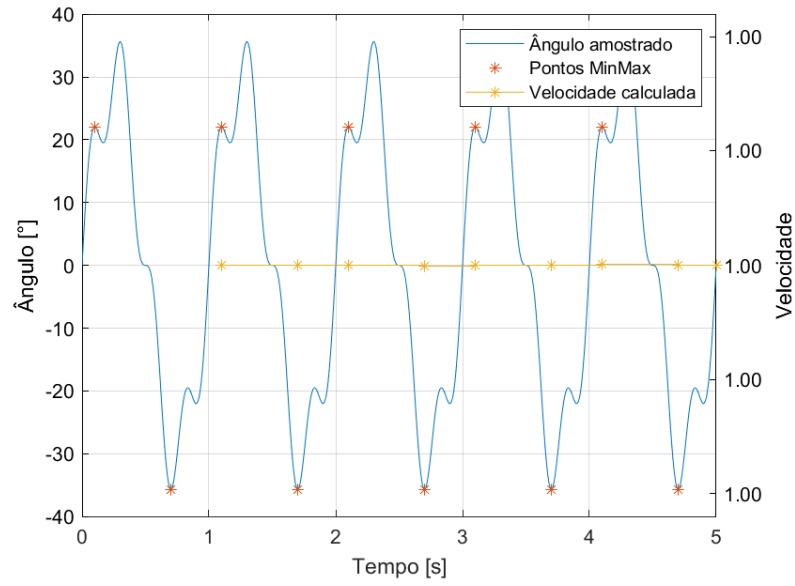


Figura 4.15: Estimativa da velocidade em uma senoide com perturbação pelo método MinMax com limitação de período e opção PeriodOnly

Fonte: Preparado pelo autor

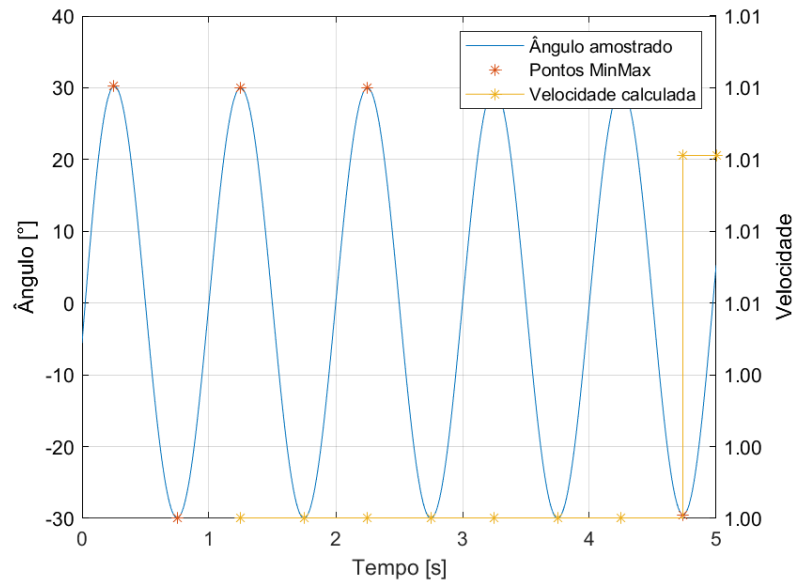


Figura 4.16: Estimativa da velocidade em uma senoide com perturbação pelo método Minmax e opções Low-pass e PeriodOnly

Fonte: Preparado pelo autor

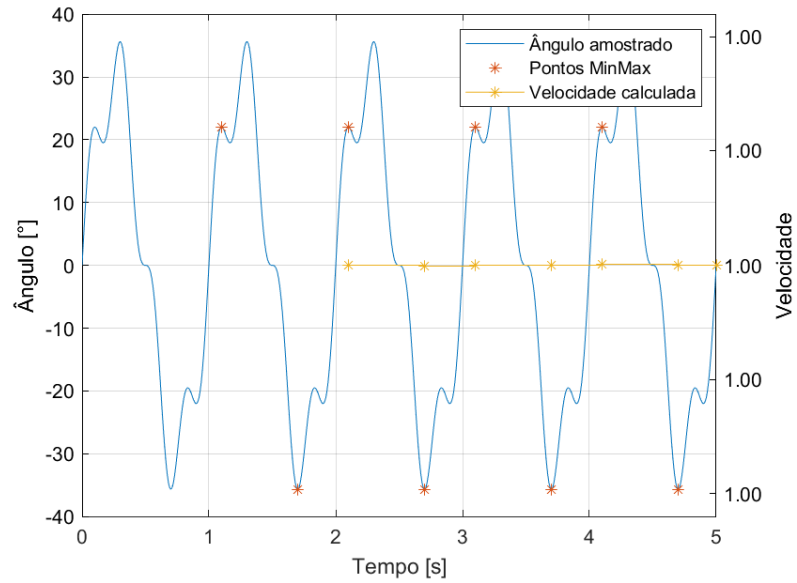


Figura 4.17: Estimativa da velocidade em uma senoide com perturbação pelo método Minmax e opções Delay e PeriodOnly

Fonte: Preparado pelo autor

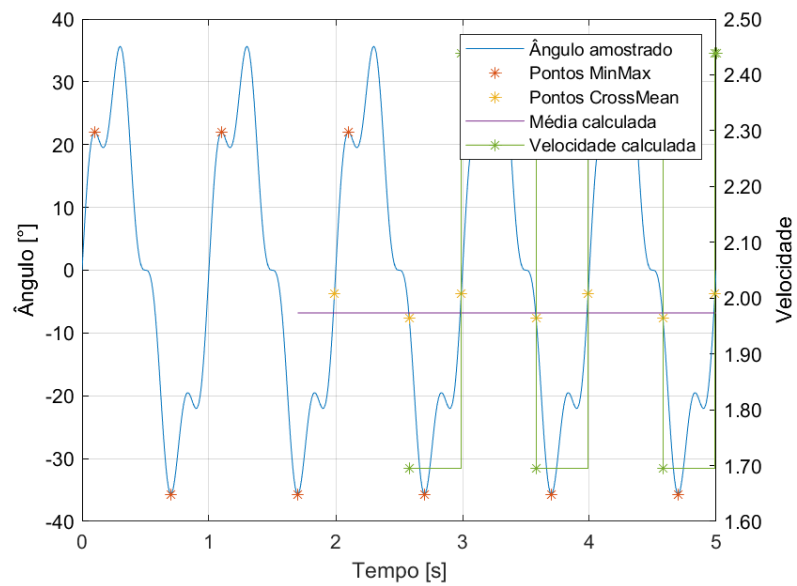


Figura 4.18: Estimativa da velocidade em uma senoide com perturbação pelo método CrossMean com opção PeriodOnly

Fonte: Preparado pelo autor

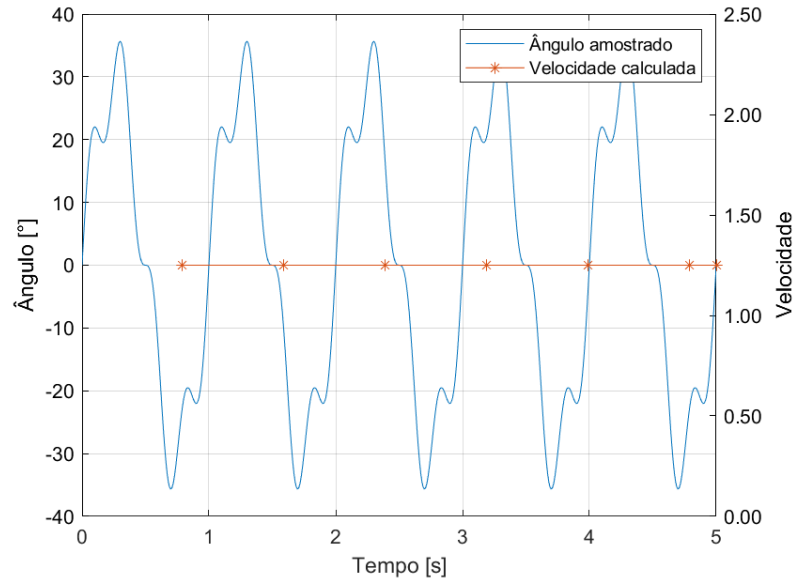


Figura 4.19: Estimativa da velocidade em uma senoide com perturbação pelo método Fourier

Fonte: Preparado pelo autor

Um detalhe que se nota nessa opção de cálculo, quando comparada com a utilização da amplitude, é a mudança da escala dos valores obtidos de velocidade. Os valores de velocidade com amplitude em geral são em torno de 60 a 70 vezes maiores do que sem amplitude, com exceção do método CrossMean que chega a um fator de mais de 300 vezes.

Essa opção também possui uma desvantagem, já que a única forma de modular a velocidade é com o período do movimento, o que significa que o usuário deve esperar mais para completar um período caso ele queira diminuir a velocidade. Com o uso de amplitude, o usuário pode apenas mover o braço com um deslocamento menor para reduzir a velocidade.

4.4 DESENVOLVIMENTO DOS AMBIENTES VIRTUAIS E DO PERSONAGEM

O desenvolvimento na Unreal Engine se iniciou criando um projeto com o template Third Person e utilizando os Assets (recursos) do Starter Pack oferecido pelo *template*. Esse *template* fornece vários recursos que foram úteis para o desenvolvimento do projeto como um ambiente virtual simples, um personagem humanoide e vários outros assets como materiais, texturas, efeitos de iluminação, efeitos sonoros, efeitos de partículas, entre outros. O marketplace da Unreal Engine (uma loja para desenvolve-

dores, que também possui vários Assets gratuitos) também foi outra fonte de alguns dos Assets utilizados no projeto.

O ambiente fornecido pelo *template* Third Person (Figura 4.20) é uma espécie de arena retangular com um chão, 4 paredes bem altas e alguns objetos no centro. Esse cenário possui 29,5 metros de comprimento e largura e suas paredes têm 8 metros de altura. Com ele era possível testar funcionalidades simples como andar, correr e pular com o personagem. O controle da câmera já veio implementado com o movimento do mouse.

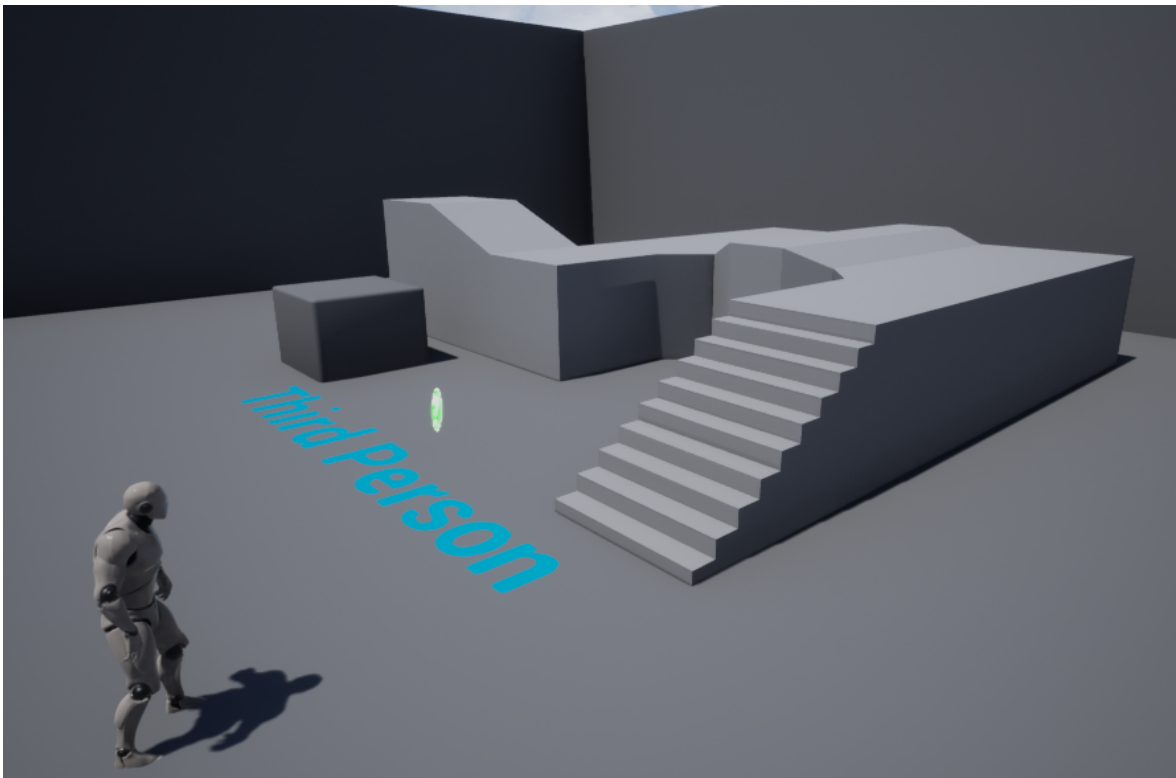


Figura 4.20: Ambiente fornecido pelo template Third Person da Unreal Engine

Fonte: Preparado pelo autor

O personagem humanoide do *template* (Figura 4.21), que é utilizado como o avatar do projeto, vem com implementações de andar, correr e pular respondendo a comandos do teclado e de um controle de videogame com as respectivas animações implementadas em uma Blueprint de animações. A estrutura do personagem é composta por uma malha esquelética de cerca de 60 ossos, além da aparência ser determinada por um material com texturas. A aparência inicial do personagem do *template* tem a forma de um manequim sem rosto, com tronco, braços, pernas, pés, mãos dedos e cabeça.



Figura 4.21: Personagem humanoide fornecido pelo *template* Third Person da Unreal Engine

Fonte: Preparado pelo autor

4.4.1 IMUs virtuais

Com a estrutura básica pronta, o próximo passo foi implementar a comunicação por TCP/IP para se comunicar com o servidor Python e receber os dados de orientação das IMUs.

Para testar a funcionalidade do rastreamento das IMUs visualmente, a primeira implementação visual utilizando os dados de IMU foi por meio de 4 IMUs virtuais (Figura 4.22). A aparência delas é do formato de um paralelepípedo preto com as mesmas proporções das dimensões das IMUs físicas.

Com o recebimento da orientação das IMUs em quatérnios pelo servidor Python, seria necessário apenas aplicar essa orientação às IMUs virtuais a cada nova amostra recebida. Porém, a Unreal Engine trabalha com orientação de objetos utilizando apenas ângulos de Euler com sequência de rotações na sequência de eixos ZYX (ou (3,2,1)), então foi necessário implementar a transformação de quatérnios em ângulos de Euler para ser possível aplicar essa orientação nos objetos virtuais. Com todas essas implementações, foi possível visualizar as IMUs virtuais se movendo com a mesma orientação das IMUs físicas em tempo real.

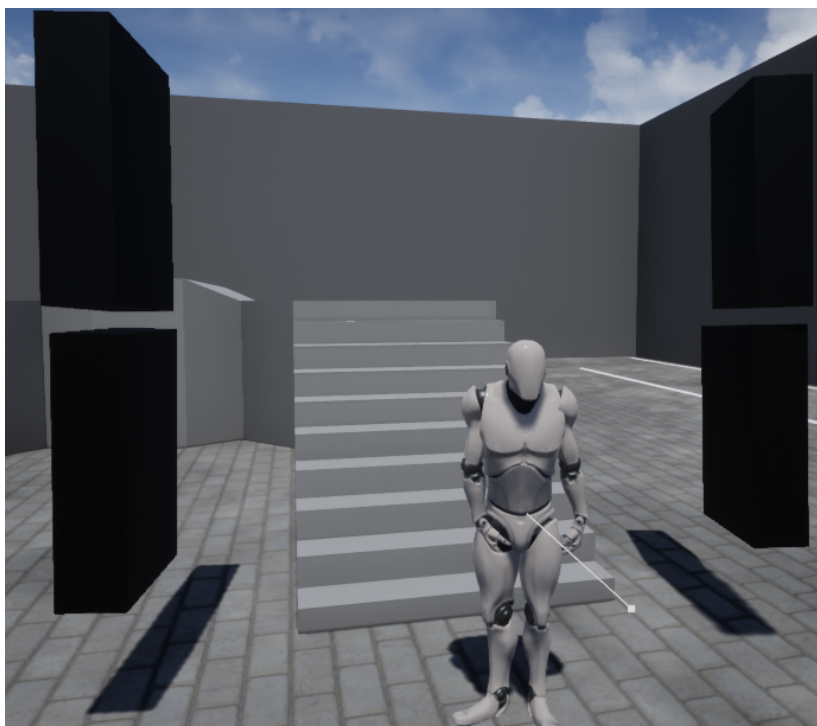


Figura 4.22: As 4 IMUs virtuais próximas ao personagem humanoide. Com elas, é fácil saber visualmente a orientação que está sendo transmitida pelas IMUs físicas

Fonte: Preparado pelo autor

4.4.2 Funcionalidades do personagem

O personagem fornecido pelo *template* adiantou boa parte do trabalho que se teria criando um personagem do início, mas ainda foi necessário fazer diversas modificações e implementações para que ele cumprisse com a proposta do trabalho.

4.4.2.1 Perspectiva da câmera em primeira pessoa

O primeiro passo foi mudar a perspectiva da câmera. A câmera do personagem (por onde o usuário observa o ambiente virtual) veio localizada atrás do personagem com uma perspectiva em terceira pessoa. Para fornecer a sensação imersiva da realidade virtual e de incorporação do avatar pelo usuário, foi necessário alterar a localização da câmera para uma perspectiva em primeira pessoa (Figura 4.23), posicionando-a onde estariam os olhos do personagem.

4.4.2.2 Rastreamento das partes do personagem

O segundo passo foi adicionar o movimento das partes do personagem por meio dos dados de rastreamento, sendo estes aplicados na Blueprint de animação com uma função que altera a orientação de cada osso da malha esquelética do personagem. Os



Figura 4.23: Visão em primeira pessoa do corpo do avatar

Fonte: Preparado pelo autor em (BALBINO, 2018)

dados de rastreamento podem vir de três fontes: do HMD do Vive, dos controles do Vive ou das IMUs. Os dados de orientação do Vive foram aplicados para mover os ângulos da cabeça do personagem e da câmera (Figura 4.24). Já os dados de posição e orientação dos controles foram utilizados em um resolvidor de cinemática inversa implementado na *engine* chamado FABRIK para controlar os braços e as mãos do avatar (Figura 4.25). Por fim, os dados de orientação das IMUs podem controlar tanto os braços (Figura 4.26) como as pernas (Figura 4.27) do personagem.

É válido mencionar que a orientação da cabeça e da câmera não controla a direção do personagem e de outras partes de seu corpo, porém a direção do personagem serve como referência para os ângulos da cabeça e da câmera.

Um detalhe adicional sobre a aplicação de cada amostra de orientação das IMUs nas partes do avatar é que, diferente da orientação utilizada em objetos, a orientação nas Blueprints de animação (que controlam a posição e orientação dos ossos das malhas esqueléticas) utiliza ângulos de Euler com sequencia de rotações nos eixos ZXY (ou (3,1,2)). Portanto, foi necessário implementar a conversão de quatérnios para Euler na sequência ZXY para utilizar os dados de orientação de quatérnios das IMUs e controlar os braços e pernas do avatar corretamente utilizando as fórmulas da subseção 2.2.3.



Figura 4.24: Rastreamento da câmera e da cabeça do avatar pela orientação do HMD

Fonte: Preparado pelo autor

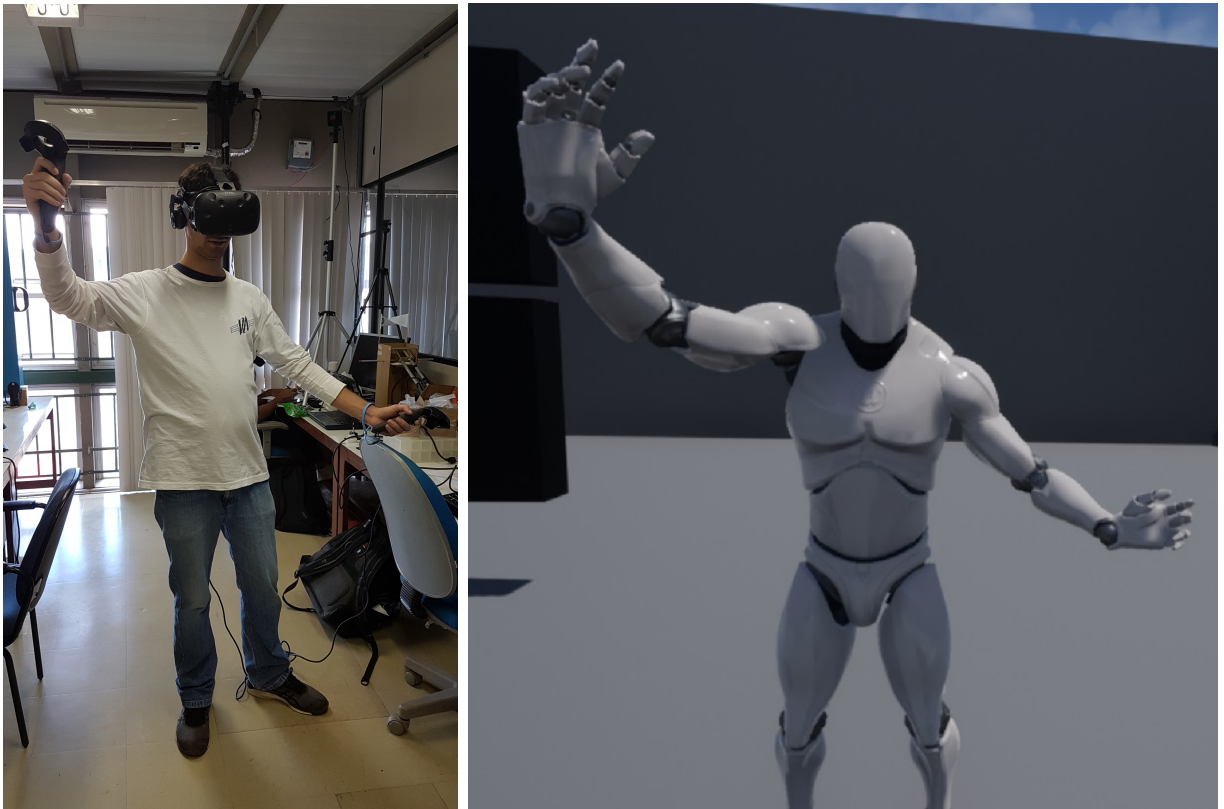


Figura 4.25: Avatar movendo os braços com dados de rastreamento dos controles nas mãos do usuário e resolvidor de cinemática inversa FABRIK

Fonte: Preparado pelo autor em ([BALBINO, 2018](#))

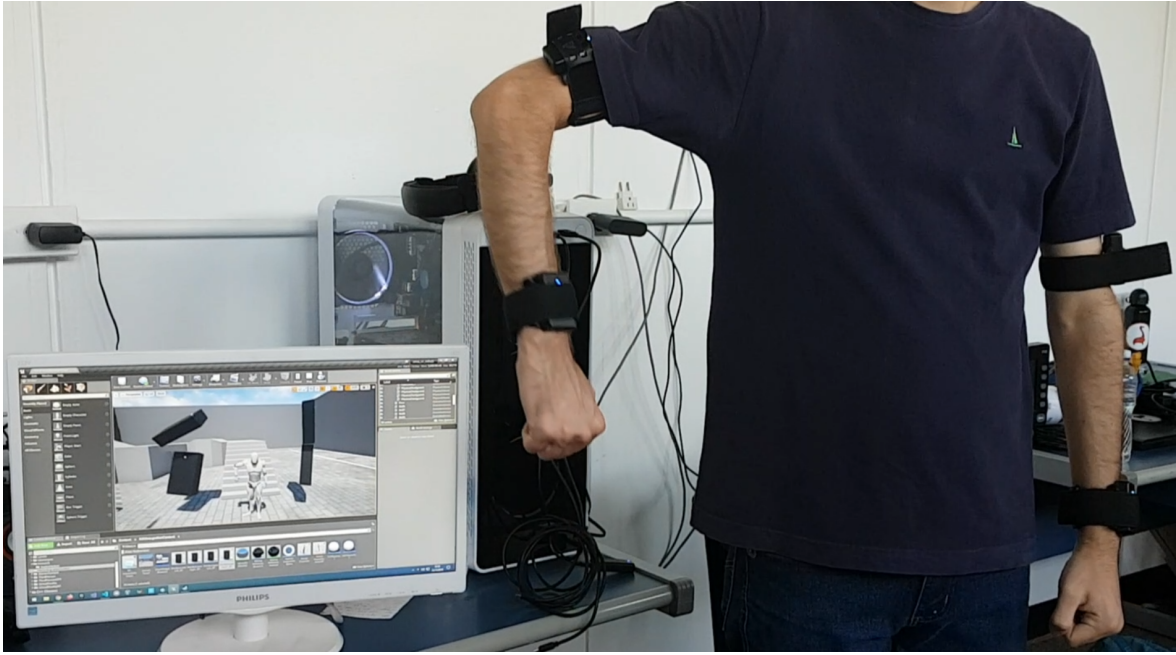


Figura 4.26: Rastreamento dos braços do avatar e das IMUs virtuais com dados de orientação das IMUs físicas

Fonte: Preparado pelo autor



Figura 4.27: Rastreamento das pernas do avatar com orientação das IMUs

Fonte: Preparado pelo autor em (BALBINO, 2018)

4.4.2.3 Opções de controle do avatar

O terceiro passo foi adicionar opções de controle usando o hardware do Vive para melhor controlar o avatar. Foram implementados controles já existentes por outros tipos de entrada (andar e pular com o teclado ou controle de videogame) nos controles do Vive. Uma das opções adicionais de controle implementadas é a capacidade de girar a câmera e o personagem na horizontal (rotacionar em *yaw* ou guinada, em torno do eixo Z) utilizando botões no controle para esquerda ou direita ou o ângulo da cabeça em um certo intervalo de ângulo, que inserem uma velocidade angular no respectivo sentido. Outras opções adicionais implementadas com os controles do Vive incluem reiniciar a orientação da câmera, teletransporte do personagem (apontar para uma posição no chão, apertar um botão e o personagem se desloca instantaneamente para esta posição) e ativar ou desativar o deslocamento usando a velocidade estimada com os dados de IMU.

A opção de controle para girar o personagem pelo botão não pareceu muito imersiva e costuma gerar *motion sickness* no usuário, então também foi implementada outra alternativa para girar o personagem e a câmera utilizando o ângulo da cabeça. Como o usuário não deverá rotacionar o seu tronco, por estar sentado ou utilizando o sistema de suspensão de peso, foi feita uma implementação em que o ângulo *yaw* (rotação em torno do eixo z) da cabeça indica a direção para qual direção o usuário pretende girar. Nessa implementação, quando o usuário está com o ângulo *yaw* da cabeça (detectado pelo rastreamento do HMD) entre 15° e 55° em módulo, o avatar e a câmera fixada à cabeça ele apresentarão uma velocidade angular em *yaw*, que é proporcional em módulo ao ângulo *yaw* do HMD e no mesmo sentido. Além de ser mais intuitivo em algumas situações, por estar relacionado a um movimento do corpo, esta opção de girar com a cabeça demonstrou provocar menos enjoo ao usuário e, junto com o cálculo de velocidade pela IMU, torna opcional o uso dos controles do Vive para se deslocar no ambiente.

4.4.2.4 Controle do deslocamento do avatar com dados da IMU

O quarto passo foi implementar o movimento do personagem utilizando a velocidade estimada a partir dos dados da IMU, posicionada no braço direito do usuário. Apenas com o rastreamento, o personagem move as suas partes, mas não se desloca no ambiente. Como foi decidido utilizar o valor calculado a partir da amplitude dividido pelo período do sinal do ângulo com as amostras de mínimo e máximo, o valor de velocidade, idealmente, só é atualizado a cada meio período do movimento. Além disso, o valor de velocidade obtido, com unidade $^\circ/s$, é considerado proporcional à velocidade de movimento que deve ser aplicada ao personagem, que na *engine* utiliza a unidade cm/s , portanto o valor de velocidade calculado é multiplicado por uma constante antes

de ser aplicado ao movimento do personagem. A velocidade é aplicada na direção em que o personagem se aponta, de forma que ele se mova em linha reta para frente nesta direção se não houver nenhum outro comando que altere o seu deslocamento.

4.4.3 Aparência do personagem

A aparência do personagem fornecido pelo *template* Third Person é a de um manequim humanoide sem rosto. Para dar uma aparência mais familiar aos usuários, foram adicionadas duas opções de *meshes* (conjuntos de texturas, materiais e formas) de pessoas, uma masculina e outra feminina. Na Figura 4.28 são mostradas as opções de *meshes* do personagem adicionadas ao projeto.



Figura 4.28: Opções alternativas de aparências de pessoas para o avatar

Fonte: Preparado pelo autor

4.4.4 Ambiente com circuito e faixa móvel de referência

O ambiente fornecido pelo *template* é bem simples, suficiente apenas para testar implementações mais básicas de movimento. Então foram adicionados outros elementos visuais para incrementar a funcionalidade deste ambiente (Figura 4.29). Os elementos adicionados foram uma referência móvel e um circuito desenhado no chão em formato de retângulo com linhas retas nas bordas do ambiente (Figura 4.30).

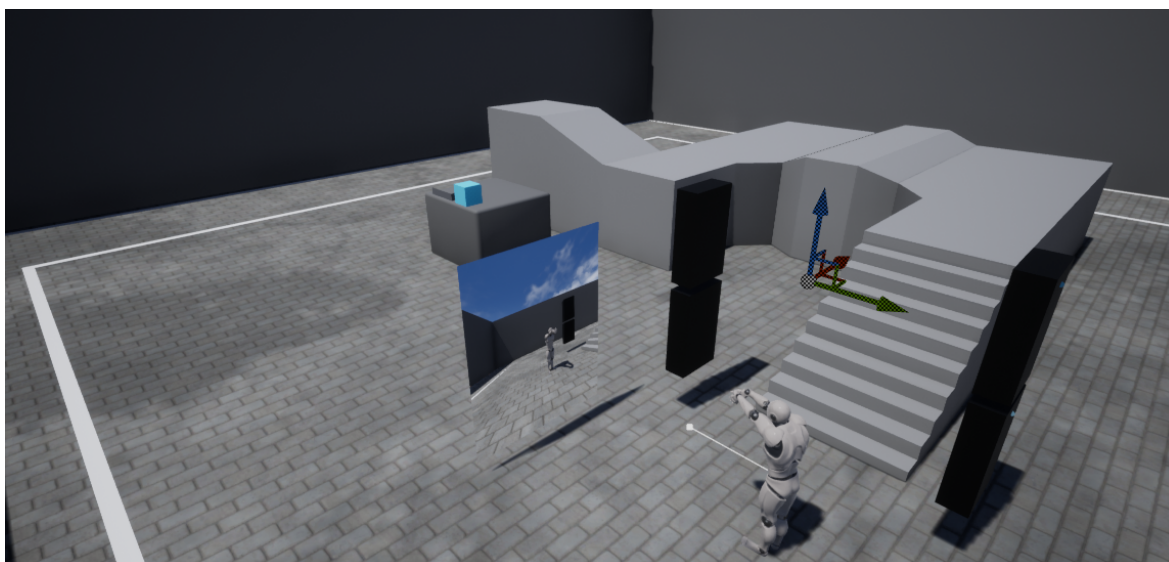


Figura 4.29: Ambiente modificado do *template* Third Person. Nele foram incluídos as IMUs virtuais, um espelho e um circuito com referência móvel

Fonte: Preparado pelo autor

O circuito desenhado no chão indica a trajetória que o usuário deve percorrer no seu deslocamento com a caminhada virtual. Por ser feito nas extremidades de um retângulo, a trajetória do circuito permite um movimento em linha reta por vários metros intercalando com curvas de 90° .

A referência móvel é um retângulo desenhado no chão que acompanha a trajetória do circuito e se desloca com uma velocidade constante. É esperado que o usuário tente controlar a velocidade de deslocamento do avatar ao se mover fisicamente com a IMU tentando se manter o mais próximo possível da referência. Além disso, a referência móvel também muda de cor dependendo da distância dela até o avatar. Se o avatar está a mais de 3 metros da referência móvel, ela fica vermelha, caso contrário ela fica verde. Em futuras implementações de gameficação com reabilitação (que também ajuda a avaliar o desempenho do usuário), uma possível forma de pontuação seria a de acumular ao longo do tempo um valor dependente da distância da referência móvel até o avatar a cada instante.

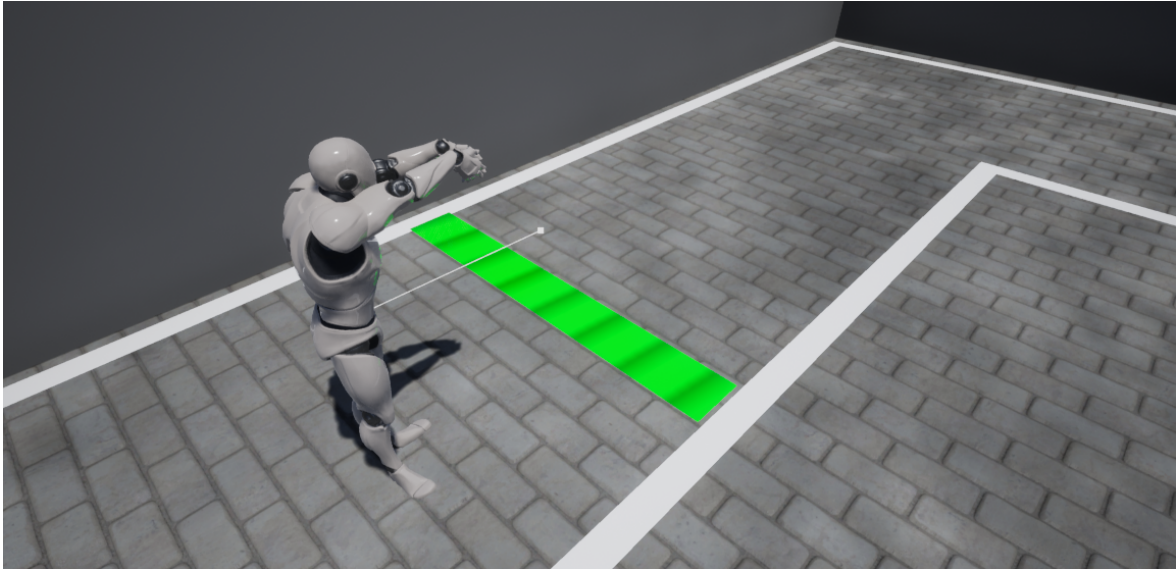


Figura 4.30: Trecho do circuito com referência móvel. A referência se move com velocidade constante ao longo do circuito e muda de cor dependendo da distância dela ao avatar. O objetivo é que o usuário tente controlar a velocidade de caminhada ao longo do circuito e se mantenha o mais próximo possível da referência

Fonte: Preparado pelo autor

4.4.5 Ambiente com caminho em linha reta infinito

Durante os primeiros experimentos com lesado medular, foi possível notar a dificuldade em controlar a direção de movimento do personagem, além de que os métodos empregados para girar e mudar a direção levavam à *motion sickness* (sensação de enjôo) com alguns minutos de uso. Para impedir isso, um caminho em linha reta gerado proceduralmente (Figura 4.31) foi desenvolvido com colaboração de outros membros do projeto EMA. Dessa forma, o usuário pode sempre se mover em linha reta ou então virar com menos frequência ou intensidade.

O caminho é composto por vários blocos em forma de U alinhados, em que os blocos à frente são gerados conforme o personagem se desloca, ao mesmo tempo que os blocos que ficam para trás são apagados. Cada bloco tem um chão com dimensões de 10 metros de comprimento e largura, além de paredes à esquerda e direita com o mesmo comprimento e 3 metros de altura. A junção de vários blocos visualmente se assemelha a um longo corredor em linha reta. Como sempre vão sendo gerados novos blocos à frente conforme o personagem se move, o caminho é virtualmente infinito.

Em cada bloco do caminho, foram inseridos alguns elementos de jogabilidade. Em cada bloco surgem 4 moedas em posições aleatórias. Um possível objetivo para gameificação é que o usuário tente coletar a maior quantidade de moedas possível. No final de cada bloco também aparece 1 obstáculo em 5 possíveis posições iniciais (deci-



Figura 4.31: Ambiente com caminho em linha reta infinito. Este ambiente permite ao usuário se deslocar sem exigir que ele faça curvas com tanta frequência ou intensidade. Com a remoção dos obstáculos, também é possível utilizar as marcações no chão como referência para caminhada usando o rastreamento nas pernas

Fonte: Preparado pelo autor

didada aleatoriamente), com uma trajetória linear para a esquerda e para a direita. Outro objetivo proposto ao usuário é se desviar dos obstáculos para continuar se movendo na direção do caminho.

Outra implementação nesse ambiente foram marcações no chão centralizadas alternando na esquerda e na direita. As marcações possuem formato quadrado com 0,5 metro de lado. Essas marcações podem, no futuro, servir como referência para quando o usuário com paraplegia utilizar o sistema suspenso na esteira e for mover as pernas, usando o rastreamento com as IMUs. O objetivo é tentar posicionar, a cada passo, os pés sobre as marcações. Uma possível forma de pontuação e avaliação de desempenho é verificar o quão próximo ou dentro das marcações o usuário pisa a cada passo. Para caminhar seguindo as marcações no chão, os obstáculos desse ambiente precisam ser removidos.

4.5 EXPERIMENTOS DE CAMINHADA EM ESTEIRA

Um total de 10 voluntários foram convidados para realizar os experimentos, dos quais 8 são hígidos (não possuem lesão ou deficiência motora) e 2 possuem paraplegia devido à lesão medular. Os 8 voluntários hígidos fizeram o experimento de caminhada em esteira. O propósito deste experimento é comparar a velocidade estimada com os dados de ângulo da IMU posicionada no braço direito com a velocidade de caminhada

física, neste caso definida pela esteira.

No experimento os voluntários tiveram que caminhar na esteira com algumas velocidades diferentes. Antes de começar a caminhar, a IMU era posicionada no braço direito do voluntário, próxima ao cotovelo e alinhada ao braço verticalmente para baixo (Fig. 4.32). Em seguida a esteira era iniciada com uma velocidade de 3 km/h de aquecimento por 1 minuto. Após o aquecimento era feita a mudança de velocidade esperava-se pelo menos 10 segundos para estabilização, e então realizava-se a amostragem por 1 minuto com o código Python estimando a velocidade. Este ciclo de mudança de velocidade, estabilização e caminhada com velocidade constante e amostragem se repetia 6 vezes seguindo a sequência de velocidades com 1,5, 3, 4,5, 1,5, 4,5 e 3 km/h.



Figura 4.32: IMU posicionada no braço direito do usuário

Fonte: Preparado pelo autor

Com os dados coletados, foi feita a análise verificando o valor médio e o desvio padrão de cada trecho, além de ser feita a comparação com a velocidade de referência da esteira.

4.6 EXPERIMENTOS DE REABILITAÇÃO COM REALIDADE VIRTUAL

Na ausência de um sistema de verticalização com caminhada física, conforme descrito na seção 1.2, é proposto um tipo de experimento em que o usuário com pa-

raplegia é capaz de ter a sensação imersiva de caminhada mesmo sentado. Neste tipo de experimento são utilizados pelo usuário o HMD e os controles do HTC Vive e uma IMU no braço direito (Figura 4.33). Todos os 10 voluntários, tanto os hígidos quanto os com paraplegia, participaram destes experimentos.



Figura 4.33: Voluntário com lesão medular utilizando o sistema de realidade virtual desenvolvido. O voluntário está utilizando o HMD do HTC Vive na cabeça, os controles do HTC Vive nas mãos e uma IMU para estimativa da velocidade no braço direito. O que o voluntário visualiza na tela do HMD também é mostrado em tempo real no monitor do computador ao lado.

Fonte: Preparado pelo autor

Em cada ambiente virtual desenvolvido foi proposta uma atividade com objetivos específicos. A primeira atividade era realizada no ambiente do circuito e, em seguida, era feita a segunda atividade no caminho infinito. Os voluntários com paraplegia foram orientados a mentalizar o movimento das pernas enquanto se deslocavam durante as atividades. Em qualquer parte do experimento, o voluntário poderia pedir para encerrar a atividade ou o experimento, seja por desconforto, enjoo ou qualquer motivo que ele queira.

Após as duas atividades, pedia-se ao voluntário para responder alguns questionários. Os questionários aplicados de outras referências já foram utilizados em outros

estudos de reabilitação com realidade virtual (KEERSMAECKER et al., 2020). O primeiro é o SEQ (JOSÉ-ANTONIO et al., 2013), que avalia vários aspectos como imersão no ambiente virtual, dificuldade de usar o sistema, alguns sintomas, se o usuário acha que vai ser útil para reabilitação, entre outros. O segundo questionário utilizado tem a sigla SSQ (KENNEDY et al., 1993), que foi criado para avaliar os sintomas em um simulador de voo. O terceiro questionário aplicado foi o PACES (KENDZIERSKI; DECARLO, 1991), que avalia o nível de satisfação ao realizar uma atividade física.

Junto com os questionários, também foi pedido aos voluntários para darem a sua opinião discursiva sobre a sua experiência nas atividades com VR. Nesta parte foram sugeridas quatro perguntas as quais eles poderiam responder se quisessem

- O que você mais gostou durante a experiência? O que você menos gostou?
- Existe algo que você acha que poderia ser melhorado no experimento?
- Existe alguma outra funcionalidade que você gostaria que houvesse no experimento?
- Você acha que este experimento ou o uso de realidade virtual é capaz de ajudar na reabilitação (recuperação de movimentos e sensibilidade nas pernas)?

4.6.1 Atividade experimental no ambiente do circuito

Nesta atividade, o usuário inicia a experiência junto com a referência móvel. Os objetivos dessa atividade são permitir o usuário se acostumar com os controles e avaliar o seu controle de posição e velocidade. O usuário é orientado a se deslocar ao longo do percurso do circuito com o movimento do braço e tentar se manter o mais próximo possível da faixa de referência, tentando mantê-la verde o máximo que conseguir durante o percurso. Ao chegar nos cantos do cenário, o usuário deve virar 90° para a direita e continuar se deslocando conforme instruído, utilizando a rotação com a cabeça. Primeiramente o usuário faz um teste de ambientação de até 3 minutos para se acostumar com o ambiente. Após a ambientação, era executada a parte experimental com os dados gravados, sendo que era previsto que o usuário percorresse o circuito por 6 voltas completas, o que leva aproximadamente 13 minutos e 20 segundos.

Os dados gravados desta atividade foram a posição do avatar no ambiente e a distância do avatar à faixa de referência em cada *frame*. Também foi feita a gravação da tela do computador durante toda a parte experimental da atividade, sendo que na tela do computador era mostrada em tempo real a mesma imagem que o usuário visualiza pelo HTC Vive. Com os dados da posição do avatar é possível gerar a trajetória percorrida pelo usuário no ambiente virtual. Com os dados da distância do avatar à faixa de referência é possível calcular com qual porcentagem do tempo o usuário esteve

próximo à referência móvel (distância menor que 3 metros, indicado pela cor verde da faixa).

4.6.2 Atividade experimental no ambiente do caminho infinito

Nesta atividade, o usuário se encontra no cenário descrito pela subseção 4.4.5, com um corredor e alguns objetos à sua frente. O objetivo dessa atividade é avaliar o desempenho do usuário usando os controles de caminhada para tentar maximizar algumas pontuações com elementos de gameificação no ambiente. O usuário é orientado a se deslocar seguindo o sentido do corredor tentando percorrer a maior distância possível, coletar a maior quantidade possível de moedas e sem se colidir com os obstáculos. A atividade é prevista para durar por 5 minutos.

Os dados gravados desta atividade foram a quantidade de moedas coletadas, a quantidade de obstáculos que o usuário colidiu e o número de blocos que o usuário percorreu. Com esses dados, e sabendo que cada bloco possui 4 moedas e 1 obstáculo, foi possível calcular a porcentagem de moedas coletadas, a porcentagem de obstáculos evitados e a duração média para percorrer cada bloco.

5 RESULTADOS EXPERIMENTAIS

Este capítulo está dividido em 5 seções e apresenta os resultados obtidos nos experimentos das várias etapas do desenvolvimento deste trabalho. A seção 5.1 apresenta o artigo publicado com resultados parciais do que se desenvolveu neste trabalho e análise de dados de IMU em uma caminhada. A seção 5.2 se refere à responsividade dos elementos utilizados no sistema de realidade virtual, com foco na taxa de transmissão das IMUs para fornecer uma visualização fluída dos movimentos com o rastreamento. A seção 5.3 mostra os resultados para cada um dos métodos e opções de cálculo de velocidade desenvolvidos, seguindo com a escolha do método que melhor acompanha a tendência de movimento. A seção 5.4 mostra os resultados da estimativa de velocidade com o método escolhido com voluntários caminhando em esteira com velocidades conhecidas. A seção 5.5 mostra os resultados de desempenho e de opinião dos voluntários com os experimentos de realidade virtual voltados para a caminhada.

5.1 TRABALHO PUBLICADO

Durante o desenvolvimento deste trabalho, foi publicado um artigo (BALBINO, 2018) no Latin American Robotics Symposium (LARS). No momento da escrita do artigo, as funcionalidades de rastreamento com o HTC Vive e as IMUs para controlar o avatar já estavam prontas. A comunicação da Unreal Engine com as IMUs era intermediada pelo ROS (Robot Operating System), mas a taxa de transmissão era mais baixa (em média próxima a 60 Hz, contra predominantemente 100 Hz utilizando comunicação TCP) e oscilava mais. Mesmo com limitações, foi possível mostrar o rastreamento das pernas com um movimento de caminhada, que poderia ser utilizado para reabilitação de pessoas com paraplegia usando um sistema de suspensão. Também foi obtido os ângulos de ambos os joelhos utilizando a orientação relativa das IMUs da perna e da coxa. Com os ângulos do joelho, foi feita uma comparação entre a fase da esquerda e da direita durante a caminhada.

5.2 RESPONSABILIDADE DO SISTEMA DE REALIDADE VIRTUAL

Um dos aspectos importantes para o funcionamento de um jogo, de uma aplicação de realidade virtual imersiva ou até mesmo de um sistema funcionando em tempo real com um usuário, é o quão bem os seus recursos respondem de acordo com os comandos do usuário. Isso pode ser medido de duas formas, quando o sistema responde aos comandos e de que forma ocorre a resposta. Idealmente, a resposta do sistema deve ocorrer de forma instantânea e funcionar como o usuário espera, o que torna a expe-

riência do usuário mais agradável e intuitiva. Por exemplo, com o rastreamento dos braços, ao visualizar a posição e o movimento dos braços do avatar, idealmente é esperado que o usuário enxergue a mesma posição do seu braço físico e do braço do avatar, assim como deve ocorrer a percepção de que ambos os braços estão realizando o mesmo movimento ao mesmo tempo.

É fisicamente impossível medir com precisão exata a posição de cada parte do corpo, assim como também não é possível transmitir de forma instantânea a informação de rastreamento ou até mesmo gerar a visualização do ambiente virtual dessa forma. Porém, também existem limites para a percepção do ser humano, então se o sistema consegue fornecer precisão, taxa de amostragem e tempo de resposta bons o suficiente, é possível fornecer uma boa experiência ao usuário. Por exemplo, a tela do HMD do HTC Vive assim como o rastreamento das suas estações base ocorrem a 90 Hz, que é uma taxa que fornece uma experiência de visualização de movimento fluída para o usuário. Os resultados desta seção tentam medir alguns desses parâmetros para mostrar o quão boa pode ser a experiência do usuário com o sistema desenvolvido neste trabalho.

5.2.1 Responsividade da comunicação com as IMUs

Um dos parâmetros mais preocupantes relacionado à responsividade do sistema, que está relacionado a visualização de posição e movimento de objetos no ambiente virtual, é a taxa de transmissão de dados das IMUs. Os dados transmitidos pela IMU são gravados com o *timestamp* de cada amostra. Dessa forma, é possível obter o período de amostragem de cada amostra pela diferença dos tempos de cada amostra, e então a frequência de amostragem é obtida pelo inverso do período de amostragem. De forma simples, quanto maior a frequência de transmissão, mais fluidez nos movimentos com rastreamento pela IMU será observado pelo usuário. A taxa mínima tolerável para que uma pessoa perceba uma sequência de imagens como movimento é de 24 Hz, mas em jogos se utiliza a taxa mínima como 30 Hz e a ideal como 60 Hz¹. Na Figura 5.1 é mostrado o gráfico da frequência de transmissão de uma IMU durante um experimento utilizando o sistema de realidade virtual.

Observando o gráfico da Figura 5.1, é possível notar que a maioria das amostras é transmitida com frequência de 100 Hz (cerca de 97% das amostras), uma parcela menor das amostras é transmitida com frequência de 50 Hz (cerca de 2,8%) e uma minoria das amostras é transmitida com frequência de 33 Hz ou menos (cerca de 0,2%). Analisando esses valores, e sabendo que o usuário não irá visualizar uma atualização das amostras superior a 90 Hz (taxa de atualização da tela do HMD do HTC Vive), pode-se concluir que a taxa de transmissão das IMUs predominantemente garante que a cada novo

¹ Mais informações sobre a percepção de movimento por uma sequência de imagens podem ser obtidas em <https://paulbakaus.com/tutorials/performance/the-illusion-of-motion/>

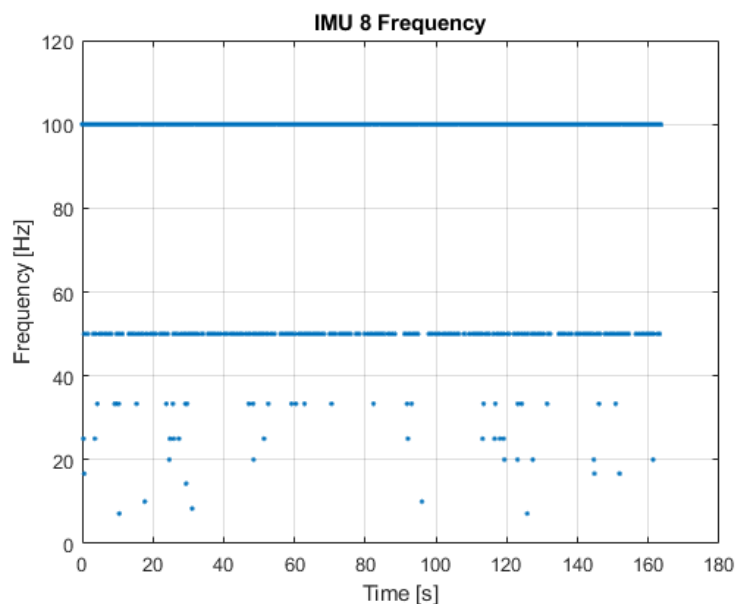


Figura 5.1: Frequência de transmissão das amostras de orientação da IMU no tempo durante um experimento de realidade virtual. Cada ponto representa uma amostra transmitida

Fonte: Preparado pelo autor

frame visualizado pelo usuário também ocorrerá atualização da orientação durante o rastreamento pela IMU, o que garante uma boa experiência de fluidez de movimento pelo rastreamento ao usuário.

No caso de uma frequência acima de 90 Hz, parte das amostras não serão visualizadas porque o sistema receberá mais de uma amostra de IMU para um *frame* mostrado na aplicação de realidade virtual, onde será utilizada sempre a amostra obtida mais recentemente. Nos casos das amostras menos frequentes de 50 Hz, ainda é possível garantir uma boa fluidez do movimento visualizado, já que predominantemente o usuário verá a mesma amostra por 2 *frames* seguidos, o que corresponde a uma taxa de visualização de $90/2 = 45$ Hz. Já nos casos raros de frequência de 33 Hz para baixo, já ocorre uma visualização predominante da mesma amostra em 3 ou mais *frames* seguidos, o que corresponde a uma taxa de visualização de no máximo $90/3 = 30$ Hz, onde há uma notável diferença na fluidez do movimento, mas ainda é uma taxa alta o suficiente para visualizar como movimento, e não como uma sequência de imagens alternando. As poucas amostras que obtiveram uma taxa de amostragem abaixo de 24 Hz (menos de 0,1% das amostras) dariam a sensação de uma sequência de imagens se alternando rapidamente ao invés de uma sensação de movimento, mas elas podem ser desprezadas por ocorrerem com frequência muito baixa e não ocorrerem de forma sequencial (duas ou mais amostras seguidas nessa faixa de frequências), de forma que não chega a prejudicar a experiência do usuário de forma geral.

5.3 ESTIMATIVA E CÁLCULO DE VELOCIDADE

Foram desenvolvidos diversos métodos e opções para gerar o valor de velocidade estimado baseando-se nas amostras de ângulo da IMU com o movimento do braço do usuário. Existiu um motivo para a implementação de cada método e opção, assim como um comportamento esperado como foi possível ver nos gráficos de exemplo da seção 4.3. Porém, os resultados experimentais mostraram que o comportamento esperado não funcionou exatamente como previsto utilizando dados reais da IMU acoplada ao braço do usuário em tempo real, o que será mostrado nos resultados abaixo. Estes resultados levaram à escolha de qual método foi utilizado para realizar os experimentos com realidade virtual e fornecer a melhor experiência de deslocamento ao usuário dentro do que foi desenvolvido.

Todos os resultados desta seção utilizaram os mesmos dados coletados das amostras da IMU. Após serem gravados, estes foram reproduzidos e fornecidos como entrada para o mesmo *script* Python que faz a estimativa de velocidade e fornece os dados para a aplicação de realidade virtual desenvolvida com a Unreal Engine. A intenção que o usuário utilizou ao realizar o movimento com o braço foi iniciar o movimento com uma velocidade mais baixa, após algum tempo ir aumentando a velocidade gradativamente até um máximo e, próximo ao final, reduzir a velocidade até parar. Idealmente, é esperado que ocorra esse mesmo padrão de aumento e diminuição da velocidade estimada.

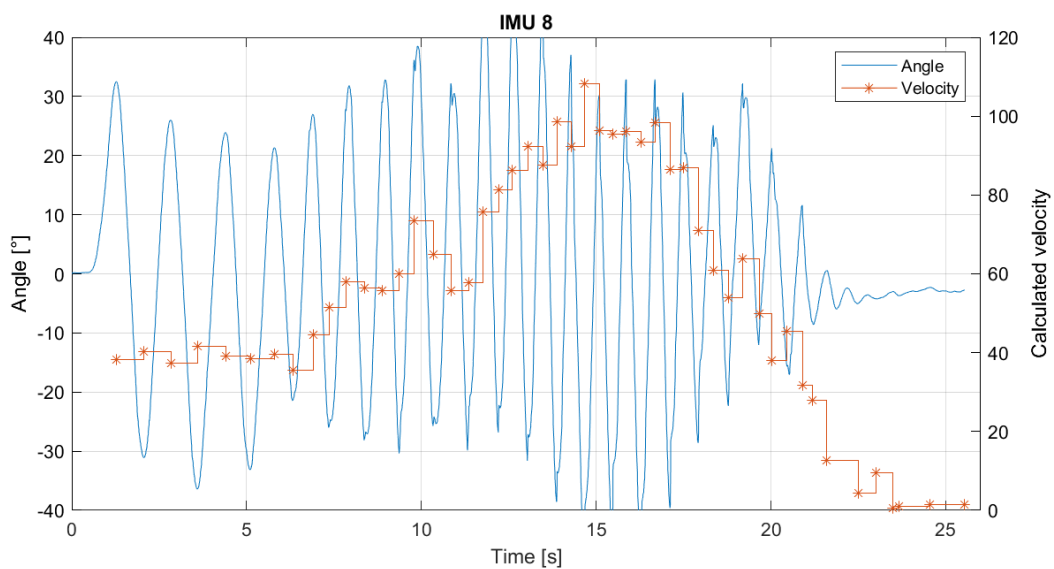


Figura 5.2: Resultado do método MinMax incluindo limitação de período sobre sinal real das amostras de orientação da IMU

Fonte: Preparado pelo autor

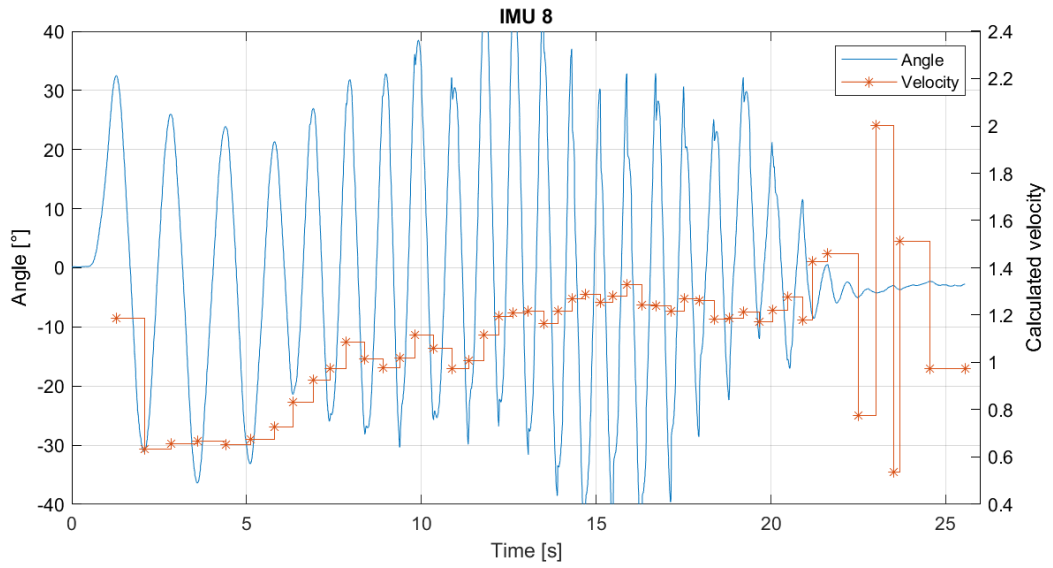


Figura 5.3: Resultado do método MinMax incluindo limitação de período com opção PeriodOnly sobre sinal real das amostras de orientação da IMU

Fonte: Preparado pelo autor

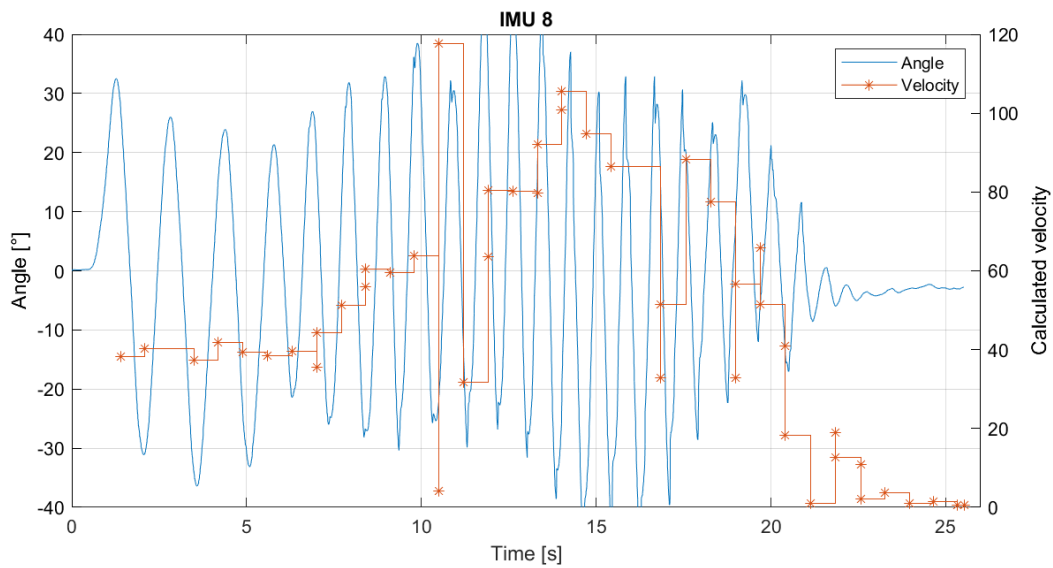


Figura 5.4: Resultado do método MinMax incluindo limitação de período com opção Low-pass sobre sinal real das amostras de orientação da IMU

Fonte: Preparado pelo autor

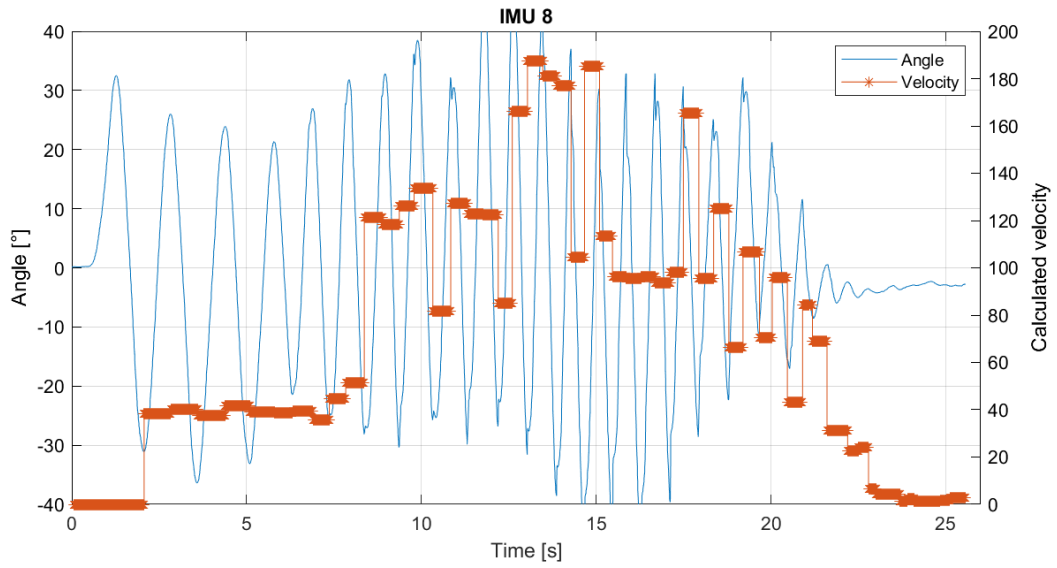


Figura 5.5: Resultado do método MinMax incluindo limitação de período com opção Delay sobre sinal real das amostras de orientação da IMU

Fonte: Preparado pelo autor

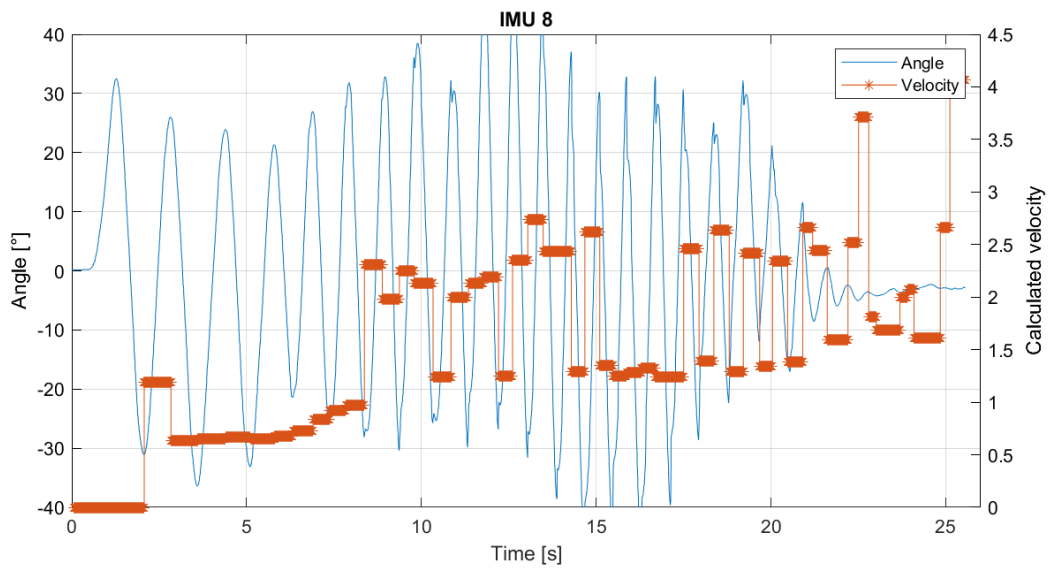


Figura 5.6: Resultado do método MinMax incluindo limitação de período com opções Delay e PeriodOnly sobre sinal real das amostras de orientação da IMU

Fonte: Preparado pelo autor

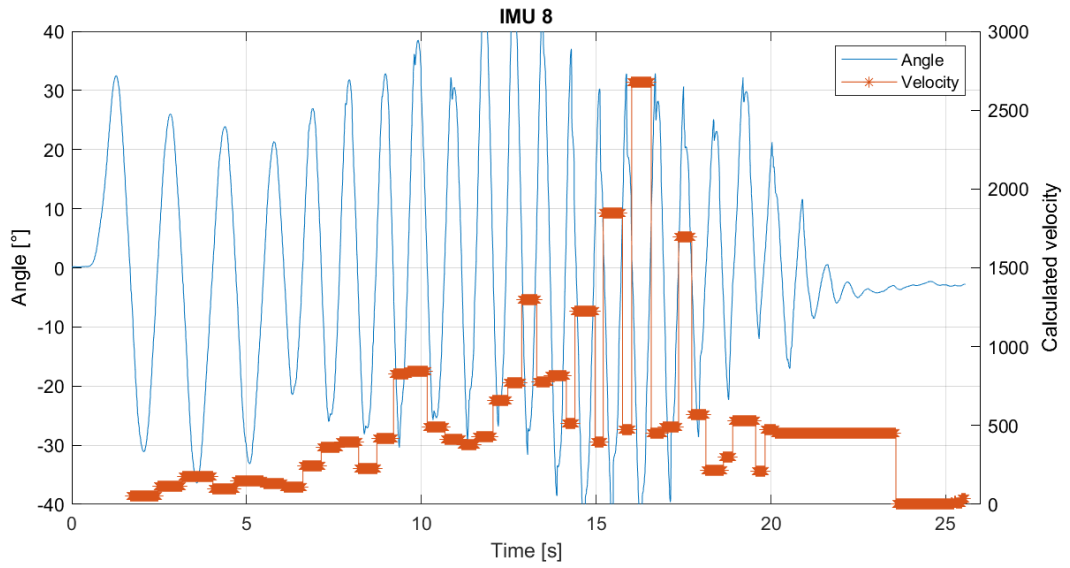


Figura 5.7: Resultado do método CrossMean incluindo limitação de período sobre sinal real das amostras de orientação da IMU

Fonte: Preparado pelo autor

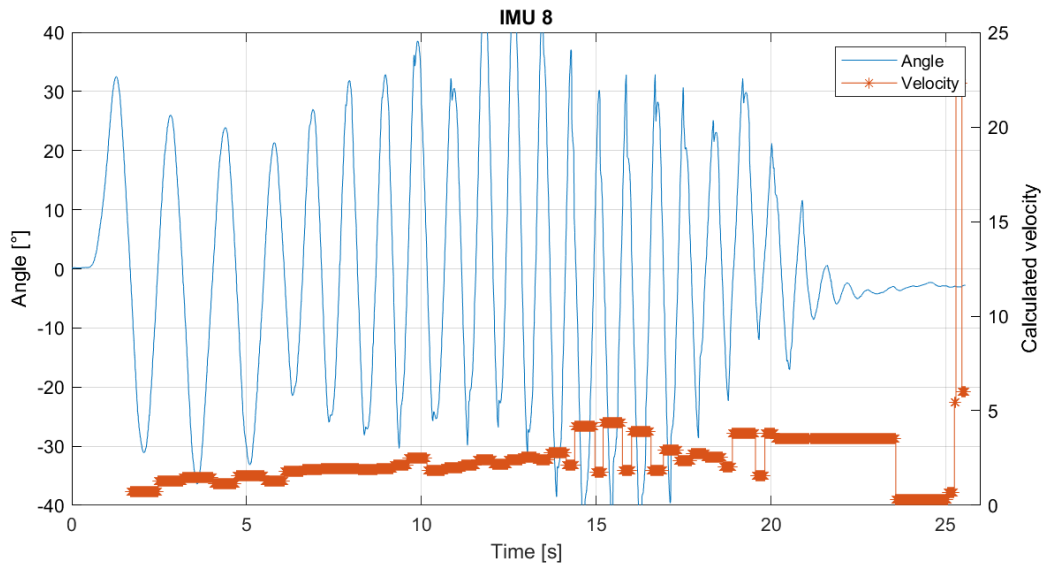


Figura 5.8: Resultado do método MinMax incluindo limitação de período com opção PeriodOnly sobre sinal real das amostras de orientação da IMU

Fonte: Preparado pelo autor

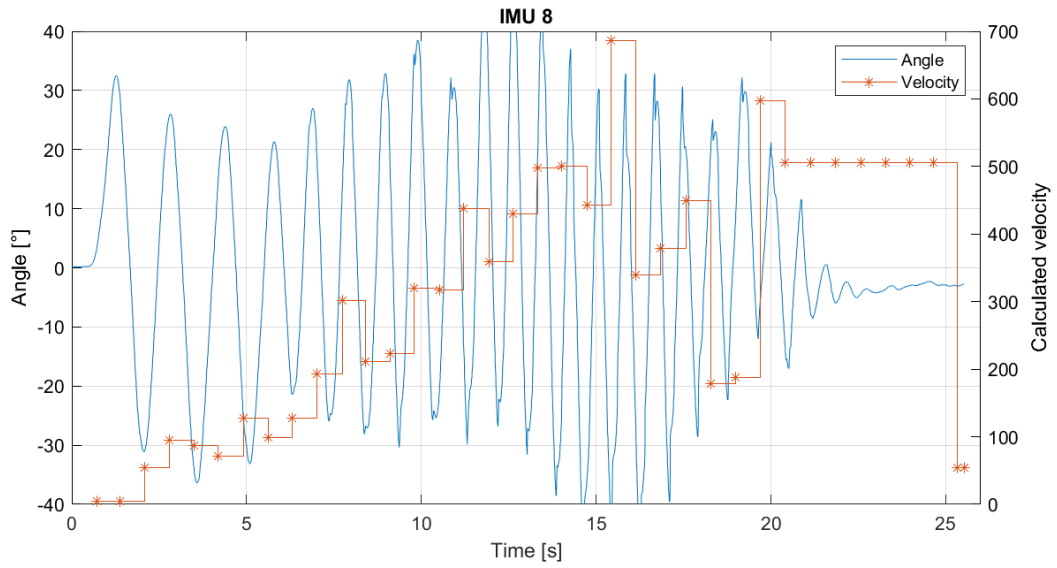


Figura 5.9: Resultado do método CrossMean incluindo limitação de período com opção Low-pass sobre sinal real das amostras de orientação da IMU

Fonte: Preparado pelo autor

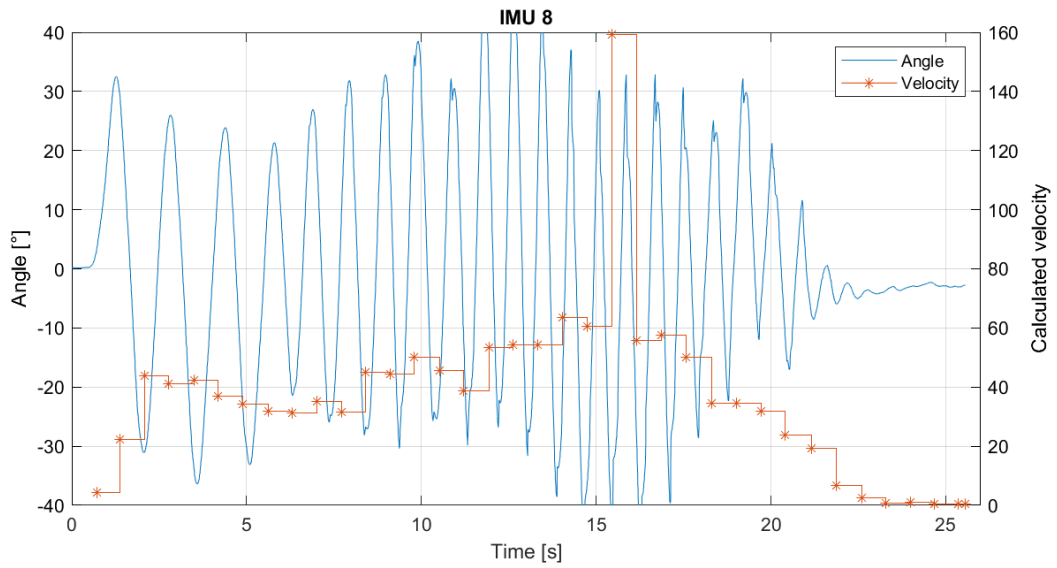


Figura 5.10: Resultado do método Fourier sobre sinal real das amostras de orientação da IMU

Fonte: Preparado pelo autor

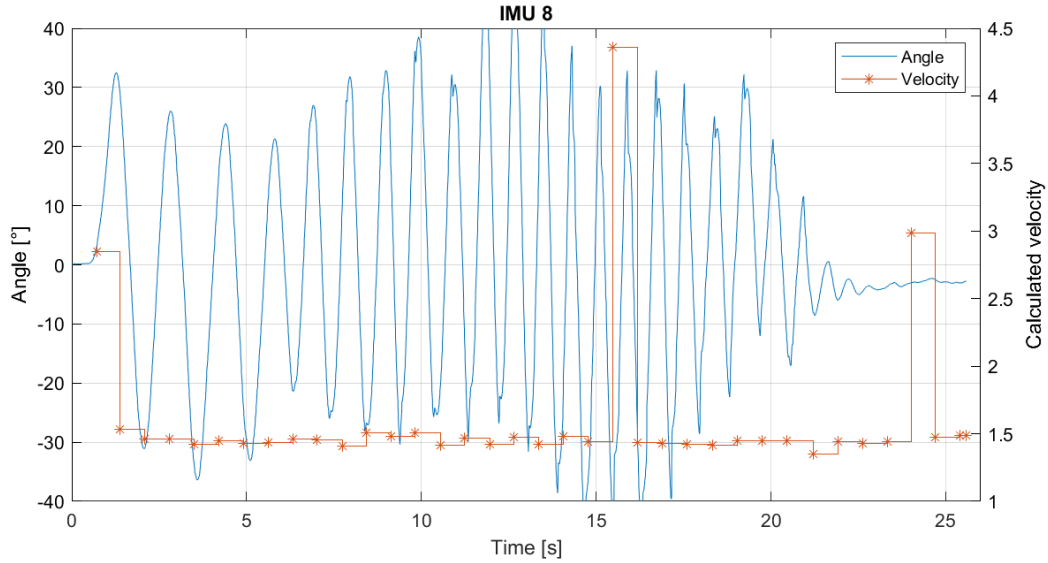


Figura 5.11: Resultado do método Fourier com opção periodOnly sobre sinal real das amostras de orientação da IMU

Fonte: Preparado pelo autor

Ao comparar os resultados de todos os métodos implementados, o que gerou os resultados que melhor combinam com a tendência do movimento do usuário foi o método MinMax utilizando apenas a limitação de período, sem nenhuma das outras opções. Na Figura 5.2 é possível notar que a velocidade estimada inicialmente mantém um valor mais baixo (em torno de 40), após cerca de 7 segundos ela tende a aumentar gradativamente até chegar a um máximo (em torno de 110), e depois diminui gradativamente até próximo de zero. Devido a este comportamento e comparado com os outros métodos e combinações de opções, o método MinMax utilizando apenas a limitação de período foi o escolhido para atribuir a velocidade de deslocamento do avatar de realidade virtual e fornecer a sensação de movimento no ambiente virtual ao usuário com o seu próprio movimento.

A partir da escolha do método MinMax com limitação de período, foi determinado empiricamente o valor de α igual a 5, utilizado na equação 4.1. A unidade de velocidade utilizada pela *engine* é cm/s, mas nos experimentos com esteira é utilizada a unidade km/h, o que exige uma multiplicação de 0,036 para conversão. Com α igual a 5, converter a velocidade do método MinMax em $^{\circ}/s$ para a velocidade em km/h exige então uma multiplicação por um valor de 0,18, o que será utilizado na seção 5.4.

Os outros métodos e combinações de opções não acompanharam a tendência de movimento ou apresentaram variações muito bruscas na estimativa de velocidade. Abaixo serão comentados e comparados cada um dos resultados de cada método, indicando as falhas apresentadas que não permitiram que eles fossem escolhidos para

realizar os outros experimentos.

Na Figura 5.3 é possível observar que o método MinMax com opção PeriodOnly acompanha a tendência de aumento de velocidade conforme foi descrito. Porém, ele não apresenta o comportamento esperado durante a redução de velocidade e ainda apresenta bruscas variações no final quando a intenção do usuário é parar o movimento. Percebe-se então que a consideração amplitude do sinal no cálculo é um fator que facilita o controle para o usuário, caso ele tenha a intenção de parar ou reduzir drasticamente o movimento.

Observa-se na Figura 5.4 que o método MinMax com opção Low-Pass também acompanha tendência de movimento conforme foi descrito, mas as variações bruscas na estimativa ocorrem frequentemente. No período entre 10 e 12 segundos, a velocidade oscila com valores entre próximo de 5 e próximo de 120 e essa oscilação brusca ocorre várias vezes, o que fornece uma péssima experiência de movimento para o usuário.

Assim como observado pelo resultado da Figura 5.4, é possível notar na Figura 5.5 que também há oscilações bruscas na velocidade estimada pelo método MinMax com limitação de período e opção Delay. Também é possível observar neste exemplo que a velocidade estimada tem dificuldade em acompanhar a tendência gradual de aumento e de redução esperado e mostrado na Figura 5.2.

Semelhante ao que foi observado na Figura 5.3, na Figura 5.6 utilizando o método MinMax com opções Delay e PeriodOnly, a desconsideração da amplitude no cálculo de velocidade faz com que o resultado não acompanhe muito bem a tendência de movimento, principalmente na desaceleração. Além disso, assim como no caso que considera a amplitude na Figura 5.5, as variações bruscas frequentes da velocidade estimada persistem neste resultado.

No resultado do método CrossMean, utilizando apenas a limitação de período sobre as amostras de mínimo e máximo observado na Figura 5.7, a velocidade estimada tenta acompanhar a tendência do movimento até próximo de 7 segundos. A partir disso, começam a ocorrer oscilações de velocidade de magnitude muito alta (entre 800 e 2800, comparado com abaixo de 500 nas amostras anteriores) com cada vez mais frequência, e então, no final próximo 20 segundos, a velocidade cai drasticamente e então praticamente estagna aparentemente por não ter encontrado um ponto que cruze o ponto valor médio devido à redução de amplitude. De forma geral percebe-se que, por não fornecer um comportamento que acompanhe bem a tendência do movimento e gerar grandes oscilações, o método CrossMean não forneceria uma boa experiência de deslocamento ao usuário.

Na Figura 4.18, percebe-se que a remoção da derivada do ângulo no cálculo da velocidade reduz a intensidade das oscilações e permite um acompanhamento razoável

da tendência do movimento conforme a velocidade aumenta. Porém, quando a velocidade deveria ter os valores mais altos, começam a ocorrer oscilações e, por fim, a velocidade estagna em um valor mais alto e depois em outro mais baixo. Pode-se concluir então que o método CrossMean com opção PeriodOnly também não forneceria uma das melhores experiências de deslocamento ao usuário.

Comparado com a maioria dos resultados anteriores, o que se obtém na Figura 5.9 mostra um acompanhamento com a tendência de movimento dentro do esperado com o aumento da velocidade, apesar de ocorrerem algumas oscilações. Porém, durante a redução da velocidade, a estimativa oscila muito e estagna no final devido à baixa amplitude do sinal. Este método apresenta um bom comportamento condicional, ou seja, em certas condições (como durante a redução de velocidade) ele não irá apresentar um bom acompanhamento da tendência de movimento, e por isso ele não será utilizado.

O último método implementado, método Fourier, tem seu primeiro resultado mostrado na Figura 5.10. Este método apresentou um acompanhamento bem ruim durante o trecho onde se esperava um aumento da velocidade, sendo praticamente constante ou até mesmo diminuindo ao longo do tempo. Porém, ele apresentou um bom acompanhamento da tendência na redução de velocidade, aparentemente devido à redução da amplitude. Também nota-se um pico de velocidade em uma das amostras no tempo próximo a 15 segundos. Como este método não forneceu um acompanhamento que se aproxima da tendência de movimento na maior parte do tempo, ele também será descartado.

O último resultado desta seção, utilizando o método Fourier com a opção PeriodOnly, é mostrado na Figura 5.11. A ausência da amplitude fez com que a velocidade se tornasse praticamente constante na maior parte do tempo, além de ter gerado alguns picos adicionais de velocidade. Este método não aparenta mostrar nenhuma relação com a tendência de movimento.

5.4 ESTIMATIVA DA VELOCIDADE COM VOLUNTÁRIOS CAMINHANDO NA ESTEIRA

Nos experimentos com esteira participaram 8 voluntários hígidos, como descrito na seção 4.5, com amostras em 6 trechos de 1 minuto cada, ou seja, 48 conjuntos de amostras ao todo. Como são muitos conjuntos para serem analisados caso a caso, serão selecionados alguns para demonstrar peculiaridades da estimativa e depois uma tabela com dados estatísticos de todas as coletas.

Na Figura 5.12 é mostrada uma coleta com velocidade média estimada próxima de 25 °/s (a unidade é representativa devido às grandezas de ângulo da amplitude e tempo do período que geram esse valor, não correspondendo a uma velocidade angular).

Esse valor é recebido pela *engine* e multiplicado pelo fator proporcional constante α de 5, levando a velocidade nesse caso à 125 cm/s na *engine*. Para comparar com a esteira, a velocidade da *engine* é multiplicada por 0,036, equivalente a multiplicar o valor original em $^{\circ}/s$ por 0,18, gerando o valor de 4,5 km/h. Neste caso, o valor médio das estimativas coincidiu com o valor de referência da esteira. Além disso, a maioria das amostras se concentra entre 20 e 30 $^{\circ}/s$, ou seja, possui uma dispersão relativamente baixa da média.

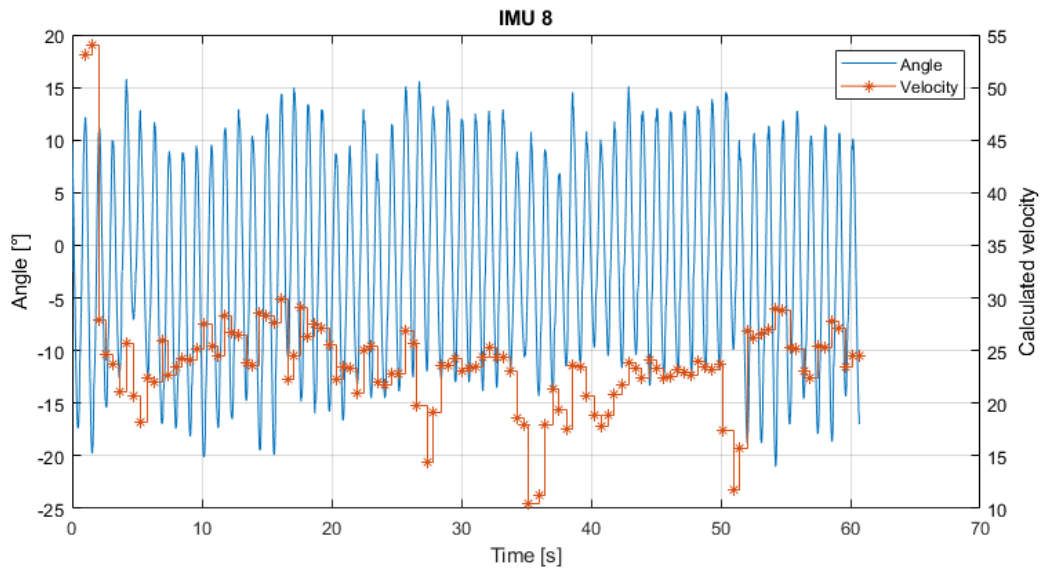


Figura 5.12: Gráfico da estimativa da velocidade com voluntário caminhando em esteira. Neste caso, a velocidade é de 4,5 km/h e a estimativa apresenta valores que não se dispersam muito

Fonte: Preparado pelo autor

Na Figura 5.13 é apresentada outra coleta com velocidade média estimada de aproximadamente 9 $^{\circ}/s$. Isso gera um valor de 45 cm/s na *engine* e 1,62 km/h para se comparar com a esteira, não sendo muito distante do valor de referência de 1,5 km/h neste caso. Porém é possível perceber que, em alguns trechos, grande parte das amostras de velocidade possuem valores inferiores a 5 $^{\circ}/s$ (0,9 km/h) e há uma parte considerável das amostras acima de 15 $^{\circ}/s$ (2,7 km/h).

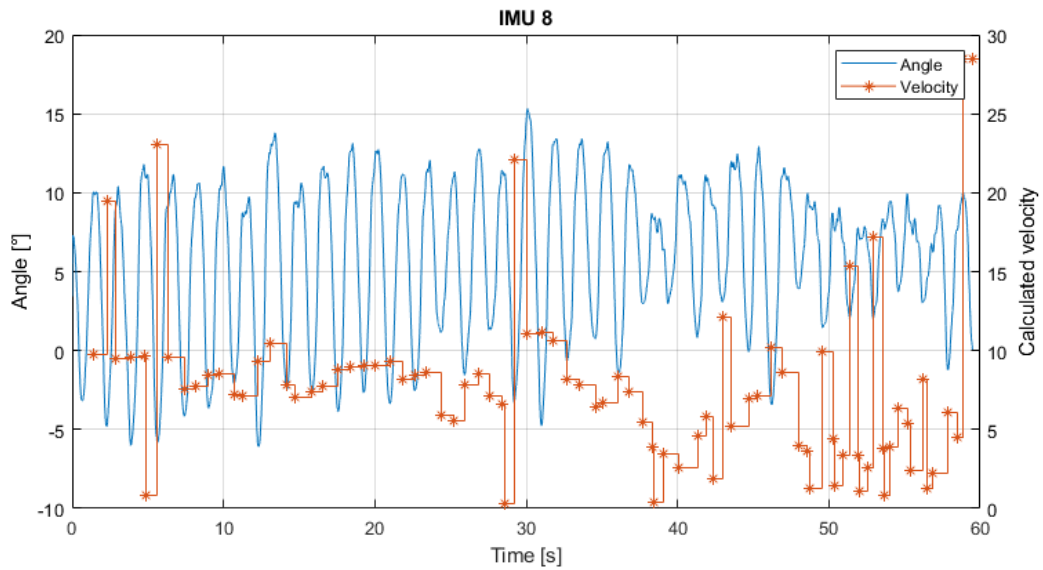


Figura 5.13: Resultado das médias das velocidades estimadas durante os experimentos com voluntários na esteira. Neste caso, a velocidade é de 1,5 km/h e a estimativa apresenta valores mais dispersos

Fonte: Preparado pelo autor

O gráfico da Figura 5.14 mostra os valores médios das 3 velocidades estimadas comparados com as respectivas velocidades de referência nos marcadores azuis. A linha laranja indica a própria velocidade de referência ($y = x$). Já a linha azul tracejada mostra uma função linear interpolando os três pontos da estimativa, acompanhada pela sua respectiva equação ($y = 1,0317x - 0,1327$). Pelos valores médios gerais, é possível notar que as estimativas se aproximaram do valor esperado (a velocidade da esteira). Também é possível notar isso na equação de interpolação, em que o coeficiente angular da função de interpolação é próximo de 1, enquanto coeficiente linear é próximo de 0.

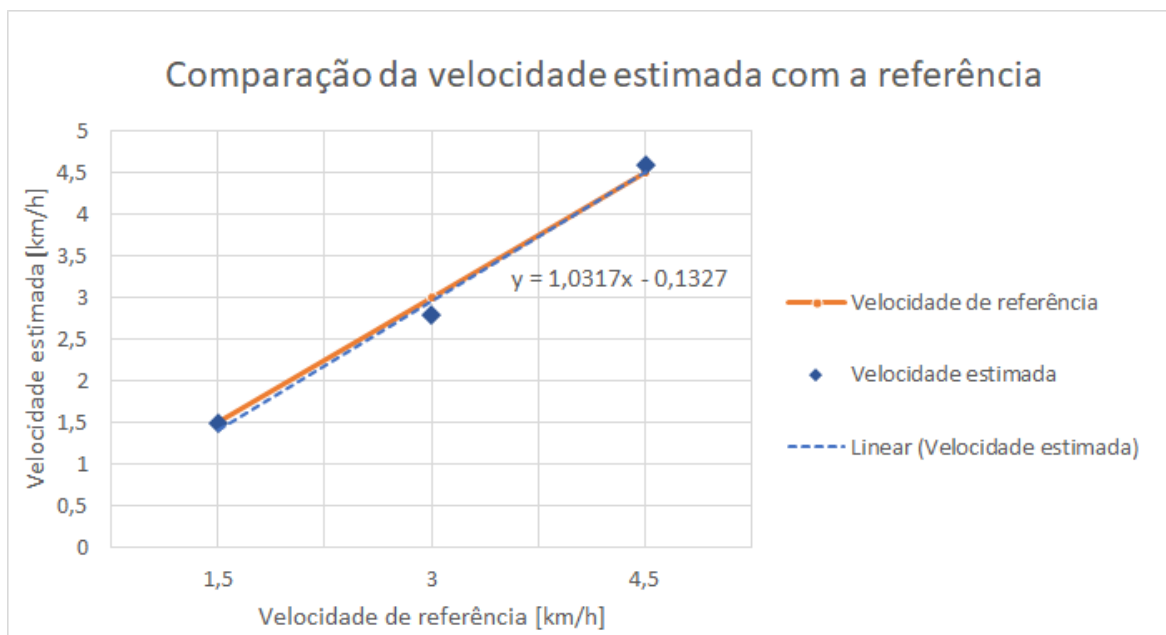


Figura 5.14: Resultado das médias das velocidades estimadas durante os experimentos com voluntários na esteira

Fonte: Preparado pelo autor

As médias das velocidades estimadas no gráfico da Figura 5.14 também são encontrados na Tabela 5.1. A tabela contém, para cada velocidade de referência, a respectiva velocidade média estimada de todos os voluntários em °/s, essa média convertida para km/h, a media dos desvios padrões em °/s e em km/h, o erro absoluto da velocidade média em km/h, o erro percentual da velocidade média em relação à referência e a porcentagem da média dos desvios padrões em relação á referência. Em todas as tabelas, voluntários iniciados com a letra P representam pessoas com paraplegia e iniciados com a letra H representam pessoas híidas.

Analisando os dados da Tabela 5.1, observa-se mais detalhadamente que os valores médios das velocidades estimadas estão bem próximos das respectivas referências. Os erros de velocidade estão entre aproximadamente 0,003 e 0,2 km/h, levando a erros percentuais, em relação à referência, entre aproximadamente 0,025 e 6,7% em módulo, que podem ser considerados baixos. Em compensação, os desvios padrões de cada velocidade ficaram muito mais altos, com valores entre aproximadamente 0,8 e 1,36 km/h, levando a percentuais entre aproximadamente 28 e 73% em relação à referência. Esses dados de baixo erro do valor médio da estimativa e alta variabilidade também condizem com as características das amostras observadas na Figura 5.13.

Enquanto a Tabela 5.1 mostra a média dos resultados separando apenas para cada velocidade de referência da esteira, a Tabela 5.2 mostra a média dos resultados separando por velocidade e para cada voluntário. Nesta tabela, a média é feita a partir

dos valores dos dados de cada indivíduo. Os voluntários P1 e P2 possuem paraplegia, então não foram incluídos na tabela. Pelos dados desta tabela é possível verificar que existe uma maior variabilidade entre os valores médios para diferentes voluntários, com erros médios em módulo entre 0,02 e 0,84 km/h para 1,5 km/h de referência, entre 0,04 e 2,12 km/h para 3 km/h, e entre 0 e 2,83 km/h para 4,5 km/h. Consequentemente, os erros percentuais médios em módulo ficam entre 1,33 e 56% para 1,5 km/h de referência, entre 1,33 e 70,66% para 3 km/h, e entre 0 e 62,88% para 4,5 km/h. Já os desvios padrões médios variam entre 0,63 e 2,05 para 1,5 km/h de referência, entre 0,61 e 1,09 para 3 km/h, e entre 0,08 e 2,95 para 4,5 km/h. Portanto, os desvios padrões médios percentuais variam entre 42 e 136,66% para 1,5 km/h de referência, entre 20,33 e 36,33% para 3 km/h, e entre 1,77 e 65,55% para 4,5 km/h.

5.5 DESEMPENHO E OPINIÃO DOS VOLUNTÁRIOS NOS EXPERIMENTOS DE REALIDADE VIRTUAL

5.5.1 Desempenho no circuito

Para esta atividade foi amostrada a posição do avatar no mundo virtual com os respectivos *timestamps* e o tempo total de cada participante. Foram escolhidas as Figuras 5.15, 5.16 e 5.17 para comparar as trajetórias de alguns voluntários durante o experimento no ambiente do circuito, por serem consideradas diferentes em alguns aspectos entre elas (um hígido que fez todas as voltas, um hígido que parou a atividade por enjoo e um com paraplegia). Todas as três trajetórias possuem o formato próximo a um quadrado, que remete ao formato do circuito, o que mostra que esses voluntários foram capazes de controlar o avatar seguindo corretamente a trajetória estabelecida pelo circuito. A única grande diferença é a quantidade menor de voltas na Figura 5.16, em que o voluntário parou no meio da terceira volta.

Tabela 5.1: Comparação entre velocidade da esteira e médias dos valores para cada velocidade de referência

Referência [km/h]	Média algoritmo [°/s]	Média comparável (x0,18) [km/h]	Desvio padrão algoritmo [°/s]	Desvio padrão comparável (x0,18) [km/h]	Erro [km/h]	Erro [%]	Desvio padrão comparável (x0,18) [%]
1,5	8,312	1,496	6,092	1,097	-0,004	-0,025	73,125
3	15,554	2,8	4,699	0,846	-0,2	-6,687	28,187
4,5	25,508	4,591	7,557	1,359	0,091	2,278	30,194

Tabela 5.2: Comparação entre velocidade da esteira e médias dos valores para cada voluntário

Voluntário	1,5 km/h		3 km/h		4,5 km/h	
	Média comparável (x0,18) [km/h]	Desvio padrão comparável (x0,18) [km/h]	Média comparável (x0,18) [km/h]	Desvio padrão comparável (x0,18) [km/h]	Média comparável (x0,18) [km/h]	Desvio padrão comparável (x0,18) [km/h]
H1	2,09	2,05	4,98	0,61	6,61	0,84
H2	0,85	0,76	1,8	1,09	3,69	1,44
H3	1,48	0,87	2,96	0,61	4,5	1,01
H4	2,34	0,93	2,28	1,06	2,81	1,04
H5	1,31	1,45	3,59	0,92	7,33	2,95
H6	1,94	1,24	2,56	0,86	4,58	0,08
H7	0,85	0,63	3,32	0,72	5,33	1,14
H8	1,09	0,83	0,88	0,88	1,85	1,19

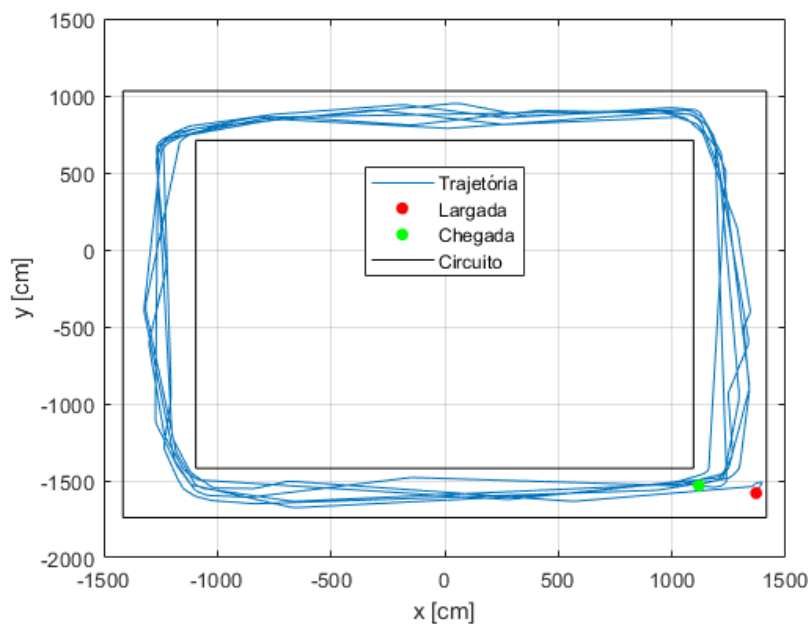


Figura 5.15: Trajetória de um voluntário com paraplegia durante o experimento VR no ambiente do circuito

Fonte: Preparado pelo autor

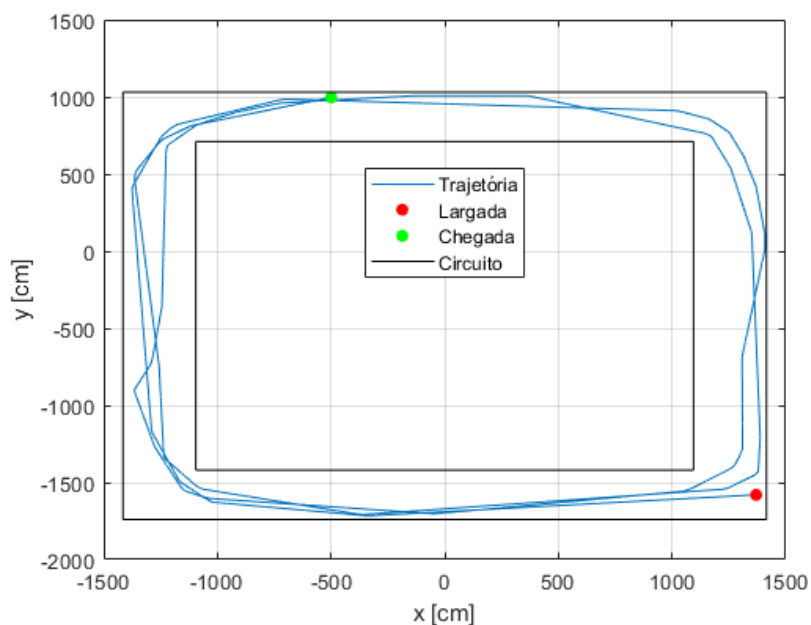


Figura 5.16: Trajetória de um voluntário hígido que não fez todas as voltas devido ao enjoo durante o experimento VR no ambiente do circuito

Fonte: Preparado pelo autor

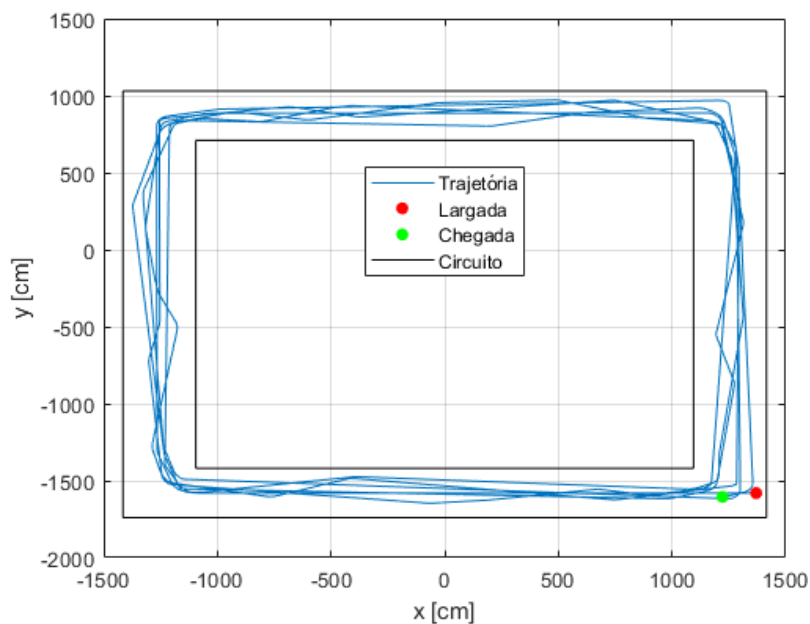


Figura 5.17: Trajetória de um voluntário hígido que fez todas as voltas durante o experimento VR no ambiente do circuito

Fonte: Preparado pelo autor

Na Tabela 5.3 há o tempo que cada voluntário levou durante a atividade e a taxa percentual do tempo que ficou a menos de 3 metros da faixa, além da média de todos no final. Como a velocidade da referência é constante e os voluntários permaneceram próximo a ela em quase todo o período, pela coluna do tempo observa-se que a maioria dos voluntários conseguiu fazer as 6 voltas (tempo próximo a 800 segundos), mas alguns deles pararam antes por problemas técnicos e um dos voluntários hígidos parou por sentir enjoo. Com relação à taxa de tempo em que ficaram a menos de 3 metros da faixa, todos os voluntários conseguiram um valor relativamente alto, acima de 82%, sendo que 9 deles conseguiram acima de 96%. Outro ponto a ser notado nos três casos é que todos os voluntários permaneceram dentro dos limites do circuito em toda a sua trajetória. A partir dos altos valores das taxas é possível concluir que todos os voluntários não tiveram muita dificuldade em controlar o movimento do avatar para acompanhar a referência móvel.

Tabela 5.3: Resultado do desempenho dos voluntários na atividade do circuito

Voluntário	Tempo do circuito [s]	Taxa de tempo com faixa < 3 metros [%]
P1	799,49	97,4
P2	607,45	96,68
H1	347,49	99,95
H2	804,76	99,86
H3	803,29	100
H4	671,76	97,21
H5	802,57	100
H6	801,89	97,14
H7	410,49	98,97
H8	774,75	82,69
Média	682,39	96,99

5.5.2 Desempenho no caminho infinito

Na Tabela 5.4 há diversas métricas sobre o desempenho dos voluntários para a atividade do caminho infinito. Começando com o tempo, a maioria dos voluntários permaneceu por pelo menos 4 minutos, sendo que apenas os voluntários H1 e H6 permaneceram por menos de 150 segundos. O voluntário 2 sentiu muito enjoo na atividade do circuito, então foi feito um tempo reduzido nesta atividade. Já o voluntário 8 não sentiu muito enjoo na primeira atividade, mas sentiu bastante na segunda e o experimento precisou ser parado. Com relação às moedas coletadas, os resultados foram muito variados, indo de cerca de 64 a 96% de coleta de todas as moedas geradas nos blocos percorridos, o que mostra uma diferente abordagem de jogabilidade entre os jogadores. A frequência de moedas coletadas (moedas por segundo) também variou muito, entre aproximadamente 0,18 e 0,3. Já com relação aos obstáculos, não ocorreu mais do que duas colisões por indivíduo, o que leva a taxa acima de evasão a pelo menos 80% em todos os casos, indicando um bom controle do movimento do avatar. Na última coluna é mostrado que o período médio para percorrer cada bloco também teve grande variação, entre 9,81 e 20,4 segundos, que também mostra uma diferente abordagem entre os jogadores. Nota-se que, em geral, os indivíduos que obtiveram as maiores taxas de coleta de moedas (ex.: 1, 3 e 9) levaram mais tempo para percorrer cada bloco, enquanto os que se deslocaram mais rápido (ex.: 2, 6 e 7) coletaram uma porcentagem menor de moedas.

Tabela 5.4: Resultado do desempenho dos voluntários na atividade do caminho infinito

Voluntário	Tempo do caminho infinito [s]	Moedas coletadas	Obstáculos colididos	Blocos percorridos	Taxa de moedas coletadas [%]	Frequência de moedas coletadas [Hz]	Taxa de obstáculos evitados [%]	Período médio por bloco [s]
P1	306	58	2	15	96,66	0,18954	86,66	20,4
P2	278	71	0	19	93,42	0,26	100	14,63
H1	135	31	0	12	64,58	0,23	100	11,25
H2	303	93	0	36	64,58	0,31	100	14,63
H3	298	84	0	26	80,77	0,28	100	11,46
H4	310	74	0	27	68,5	0,24	100	11,48
H5	265	76	1	27	70,37	0,29	96,29	9,81
H6	101	23	1	6	95,83	0,23	83,33	16,83
H7	248	76	2	20	95	0,31	90	12,4
H8	320	70	2	25	70	0,219	92	12,8
Média	256,4	65,6	0,8	21,3	79,97	0,255	94,83	12,95

5.5.3 Respostas dos questionários

5.5.3.1 Questionário SEQ

O primeiro questionário aplicado, o SEQ, possui 13 questões para serem avaliadas em uma escala de 1 a 5, em que 1 significa “de modo nenhum” ou “muito fácil” dependendo da questão, e 5 significa “bastante” ou “muito difícil”, além de uma questão discursiva sobre os motivos de sentir desconforto. A pontuação total é obtida somando todas as respostas, de forma que os itens Q7, Q8, Q9, Q10, Q12 e Q13 são considerados negativos (isto é, uma resposta de 1 é tratada com valor de 5 na soma, uma de 2 tem valor 4 na soma, etc.). Na Tabela 5.5 estão as respostas das 13 questões na escala de 1 a 5 de cada voluntário, a pontuação total, a média de todas as questões por pessoa e a média de cada item. Algumas das questões deste questionário são abordadas também nos outros dois, mas o que é exclusivo deste questionário é a avaliação da experiência com o sistema de virtual (itens Q2, Q4, Q5, Q6, Q12 e Q13). As outras questões envolvem sintomas (itens Q7 a Q10), que são melhor abordados pelo questionário SSQ, e satisfação geral com as atividades (itens Q1 e Q3), que tem mais abrangência no questionário PACES.

Analisando os dados da Tabela 5.5, primeiro pela pontuação total dos voluntários, que ficaram com valor médio de 52,7 e desvio padrão de 5,29, sendo um valor médio um pouco abaixo dos dados da referência (JOSÉ-ANTONIO *et al.*, 2013), de 54,85, e desvio padrão mais baixo em relação à referência, de 28,64. Isso implica que, o resultado médio foi um pouco pior, mas menos diversificado. Em contrapartida, com os valores normalizados (escala de 0 a 1), a média dos experimentos continua sendo menor que a referência (0,76 contra 0,8), mas desta vez o desvio padrão foi menor na referência (0,1 contra 0,01).

Na referência do questionário SEQ, é afirmado que os pacientes apreciaram a experiência com o sistema (Q1, média de 4,54 e desvio padrão de 0,66), não se sentiram confusos ou desorientados (Q8, média de 1,23 e desvio padrão de 0,6) e também consideraram que o sistema vai ser útil para a reabilitação (Q11, média de 4,08 com desvio padrão de 0,76). Neste experimento obteve-se em Q1 4,5 de média e 0,52 de desvio padrão, o que também pode se considerar que os voluntários apreciaram a experiência. Já em Q8, os valores são de 3,3 de média e 1,34 de desvio padrão, que não leva à mesma conclusão da referência neste ponto, sendo a causa mais provável disso o enjoo relatado por vários voluntários. Em Q11, a média foi de 4,5 e o desvio padrão de 0,71, o que mostra que os voluntários são ainda mais confiantes sobre o sistema ajudar na reabilitação do que a referência.

Fazendo análise específica de mais alguns itens, Q2 com média 4 e desvio padrão 0,67, e Q5 com média 3,7 e desvio padrão 0,82 indicam que os usuários se sentem imersos

no ambiente e consideraram que o ambiente possui uma certa semelhança com a realidade. Q4 com média 3,8 e desvio padrão 0,88, Q12 com média 2,2 e desvio padrão 1,13, e Q13 com média 1,5 e desvio padrão 0,53 indicam que os voluntários se sentem capazes de controlar o sistema, mas têm alguma dificuldade. Q1 com média 4,5 e desvio padrão 0,52, e Q3 com média 4,1 e desvio padrão 0,74 indicam que os voluntários gostaram da experiência e se sentiram satisfeitos com o desempenho. Q6 com média 4,3 e desvio padrão 0,82 mostra que os usuários não tiveram muita dúvida sobre o que era mostrado no sistema. Q7 com média 2,5 e desvio padrão 1,27 e Q8 com média 3,3 e desvio padrão de 1,34 indicam presença de desconforto, enjoo e/ou tontura com intensidade variada, mas não ocorrem em todos os casos. Q9 com média 1,5 e desvio padrão 1,27 indicam de pouca a nenhuma presença de desconforto nos olhos na maioria dos casos (houve um caso com forte incidência). Por fim, Q10 com média 1,3 e desvio padrão 0,48 indicam quase nenhuma ocorrência de confusão ou desorientação.

5.5.3.2 Questionário SSQ

Observando a Tabela 5.6, o sintoma 8 (enjoo) se expressou com mais intensidade do que os outros (média 1,8 e desvio padrão 1,03). Todos os outros sintomas apresentaram média de 1 ou menos. Alguns sintomas apresentaram média (≤ 0.5) e variância mais baixas (≤ 0.71) como 3 (dor de cabeça), 4 (fadiga ocular), 9 (dificuldade em se concentrar), 10 (cabeça cheia), 11 (visão embaçada) e 13 (tontura com olhos fechados). Outros sintomas mais presentes ($0.7 \leq \text{média} \leq 1$), porém com mais variação (desvio padrão ≥ 0.8) incluem 1 (desconforto geral), 2 (fadiga), 5 (dificuldade em focalizar), 6 (aumento de salivação), 7 (suor), 12 (tontura com olhos abertos), 14 (vertigem/falta de equilíbrio), 15 (desconforto no estômago) e 16 (arrotar).

Com os dados da coluna do total na Tabela 5.6, é possível gerar o histograma da Figura 5.18. Nele é possível notar que existe uma frequência mais concentrada com pontuação mais baixa (menos sintomas e/ou sintomas menos intensos, entre 0 e 5), uma concentração mediana e um pouco mais dispersa com pontuação intermediária (entre 9 e 15) e frequências mais baixas e ainda mais dispersas com pontuação mais elevada (maiores que 15). Uma dispersão semelhante ocorre no artigo de referência onde o questionário SSQ foi obtido (KENNEDY et al., 1993).

Tabela 5.5: Respostas dos voluntários no questionário SEQ (JOSÉ-ANTONIO et al., 2013)

Voluntário	Q1	Q2	Q3	Q4	Q5	Q6	Q7	Q8	Q9	Q10	Q11	Q12	Q13	Total	Média por pessoa	Média normalizada
P1	5	5	4	3	4	5	3	4	2	1	5	3	2	52	4	0,75
P2	5	5	4	4	3	4	4	4	1	2	5	4	2	49	3,77	0,69
H1	4	4	4	4	4	4	4	5	1	2	5	4	2	47	3,61	0,65
H2	5	4	5	5	4	4	2	2	1	1	5	1	1	60	4,62	0,9
H3	4	4	5	3	4	5	4	4	1	1	4	3	2	50	3,85	0,71
H4	4	4	3	3	2	5	3	3	5	1	3	1	1	46	3,54	0,63
H5	5	4	5	5	5	5	1	3	1	2	5	1	1	61	4,69	0,92
H6	4	3	4	4	4	3	1	5	1	1	5	3	1	51	3,92	0,73
H7	4	4	4	5	3	3	2	2	1	1	4	2	2	53	4,08	0,77
H8	5	3	3	3	4	5	1	1	1	1	5	1	1	58	4,46	0,87
Média por item	4,5	4	4,1	3,9	3,7	4,3	2,5	3,3	1,5	1,3	4,5	2,2	1,5	52,7	4,05	0,76
Desvio padrão por item	0,52	0,67	0,74	0,88	0,82	0,82	1,27	1,34	1,27	0,48	0,71	1,13	0,53	5,29	0,41	0,1
Média da referência	4,54	3	4,08	3,92	3,31	4,62	1,54	1,23	1,31	1,15	4,08	1,92	1,54	54,85		0,8
Desvio padrão da referência	0,66	1,63	0,95	0,95	1,38	0,87	0,78	0,6	0,48	0,55	0,76	0,95	0,66	28,64		0,01

Tabela 5.6: Respostas dos voluntários no questionário SSQ (KENNEDY et al., 1993)

Voluntário	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	Total	Média por pessoa
P1	2	3	0	1	2	0	0	2	1	2	0	2	0	2	1	0	18	1,12
P2	2	1	1	1	2	2	2	3	1	1	1	1	1	1	3	2	25	1,56
H1	2	1	0	0	1	0	3	3	0	1	0	1	0	0	3	0	15	0,94
H2	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0	2	0,12
H3	2	1	0	0	1	1	2	2	1	0	1	1	1	2	2	2	19	1,19
H4	1	2	1	2	2	0	0	2	0	1	1	0	2	1	0	0	15	0,94
H5	1	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	1	0	1	0	0	4	0,25
H6	0	0	0	0	0	3	0	3	0	0	0	0	0	0	1	3	10	0,62
H7	0	1	0	1	2	1	2	1	0	0	0	1	0	0	0	0	9	0,56
H8	0	1	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	0,12
Média por sintoma	1	1	0,2	0,5	1	0,7	1	1,8	0,3	0,5	0,3	0,8	0,4	0,7	1	0,7	11,9	0,74375
Desvio padrão por sintoma	0,94	0,94	0,4	0,7	0,9	1,06	1,15	1,03	0,48	0,71	0,48	0,6	0,7	0,8	1,2	1,16	7,81	0,48

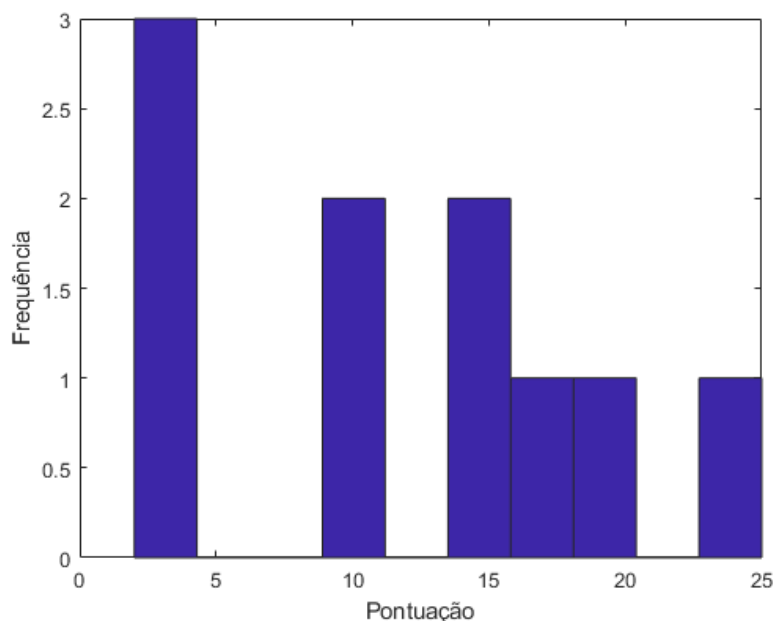


Figura 5.18: Histograma com pontuação total dos sintomas do SSQ

Fonte: Preparado pelo autor

5.5.3.3 Questionário PACES

Na Tabela 5.7, os itens que apresentaram as maiores médias foram 2 e 3, o que significa que os voluntários gostaram e acharam interessante a experiência durante as atividades com VR. Outros pontos que tiveram médias mais altas foram 8 e 12, o que significa que os voluntários se sentiram felizes e não se sentiram frustrados com as atividades. Por outro lado 1, 4, 5, 9, 13 e 16 tiveram médias mais baixas por serem avaliados com a escala invertida, indicando que os voluntários apreciaram as atividades, acharam prazerosas, agradáveis, e tiveram sensação de gratificação, forte realização e de estar absorvido pela atividade. Valores com escala não invertida e que apresentaram médias mais baixas foram 6, 11, 15 e 18, o que indica que os voluntários acharam divertido, mas nem tanto, nem muito e nem pouco revigorante e estimulante, e se sentem indiferentes entre querer fazer outra coisa ou aquela atividade. Valores com escala invertida e que apresentaram médias mais altas foram 7, 10, 14 e 17, o que indica que os voluntários não se sentiram que a atividade era nem energizante e nem cansativa, assim como não fez se sentir fisicamente bem e nem mal, e não era muito ou nada estimulante e refrescante.

Observando a coluna da média da Tabela 5.7, tem-se que o nível de satisfação com as atividades VR teve valor médio de 5,44 com desvio padrão de 0,71 (escala de 1 a 7). Pode-se concluir deste resultado que, em geral, os voluntários se sentiram satisfeitos com a participação no experimento, mas ainda há espaço para melhorias.

Tabela 5.7: Respostas dos voluntários no questionário PACES (KENDZIERSKI; DECARLO, 1991)

Voluntário	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	Total	Média por pessoa
P1	1	7	7	1	3	5	4	4	2	5	5	7	1	1	7	1	6	5	100	5,56
P2	2	7	7	3	1	5	4	6	2	3	3	7	1	3	2	2	5	5	98	5,44
H1	3	7	6	4	2	6	6	7	4	4	6	7	2	2	6	3	5	4	90	5
H2	1	7	7	1	1	7	2	7	1	1	2	7	1	4	6	1	2	7	119	6,22
H3	5	5	6	6	4	5	5	6	4	5	5	6	2	4	6	2	5	5	83	4,44
H4	3	5	7	3	3	2	3	6	1	3	7	3	1	2	1	1	1	2	86	4,78
H5	1	7	7	2	2	7	1	7	1	2	2	7	1	1	7	2	2	4	117	6,5
H6	1	7	6	2	1	5	4	5	2	1	4	7	2	4	6	2	4	4	101	5,61
H7	2	7	7	1	2	5	5	6	3	3	4	3	4	6	4	3	5	5	87	4,83
H8	1	7	7	1	7	6	3	7	2	2	3	7	2	3	6	3	3	4	102	5,67
Média por item	2	6,6	6,7	2,4	2,6	5,3	3,7	6,1	2,2	2,9	4,1	6,1	1,7	3	5,1	2	3,8	4,5	98	5,44
Desvio padrão por item	1,3	0,8	0,4	1,7	1,8	1,4	1,5	1	1,1	1,4	1,7	1,7	1	1,6	2,1	0,8	1,7	1,3	12,84	0,71

5.5.4 Opinião discursiva dos voluntários

Na parte discursiva, o voluntários escreveram as seguintes respostas.

1. Mais gostei da sensação boa que é me visualizar caminhando novamente. Menos gostei do cansaço e da dor nos ombros. Poderia ser criado uma forma de executar o exercício sem exigir muito fisicamente. Este experimento é muito válido e eu acho que a prática de exercícios que unem o pensamento com a ação, propriamente dita, podem ser muito eficazes na reabilitação de uma lesão medular.
2. Gostaria de ver o desempenho no momento da execução.
3. Gostei bastante, gostaria de mais jogos que simulem os movimentos de perna. Na minha opinião vejo uma grande ajuda sim nas questões de reabilitação.
4. A imersão no mundo virtual foi muito interessante, o pouco de enjoo que senti na primeira parte incomodou um pouco. O acompanhamento da tela com a cabeça, pois no primeiro experimento o cenário oscilou um pouco com a visão. Acredito que a realidade virtual pode ajudar na reabilitação, pois a imersão no mundo virtual é grande.
5. Mais gostei do segundo jogo, de coletar moedas. Não gostei muito do primeiro, achei um pouco monótono. Talvez poderia ser melhorado dando liberdade ao participante de andar pelo mundo e se ambientar um pouco no começo. Acredito que pode sim ajudar na reabilitação.
6. Muito boa a experiência, para melhorar basta um contador de voltas e um temporizador na segunda etapa, para quem está imerso poder se situar a quanto tempo esta interagindo.
7. Gostei da experiência de jogo, poderia ter um ranking.
8. Fazer algo sobre o enjoo.
9. O que mais gostei foi a existência de um jogo interativo no último experimento, com as moedas e obstáculos. O que menos gostei foi um pouco de dificuldade relacionado ao movimento do boneco com a cabeça, devido limite de ângulo que existe mas nada que pode se acostumar com o tempo. Para melhoria eu indicaria alguma aleatoriedade em relação a velocidade do movimento dos obstáculos no experimento final e algum tipo de placar que mostre as moedas que você não pegou ao mudar de bloco. No último caso recomendaria pois o jogador poderia apenas seguir em linha reta e pegar apenas as moedas mais próximas. Poderia ser interessante uma adição de vantagens caso o jogador passe pois dois obstáculos em um tempo menores, como adição de velocidade ou outras melhorias.

Mesmo não tendo nenhuma dificuldade motora acredito que os experimentos em realidade virtual são capazes de ajudar na reabilitação por estimular capacidades previamente adquiridas de *feedback* de velocidade em caminhada, próprio movimento do braço com base no que está olhando e etc antes do deficiente sofrer a perda motora.

10. O que mais gostei foi a experiência de como se eu tivesse sido transportado para outra realidade e os exercícios/atividades. O que menos gostei foi a velocidade do experimento. Desconsiderando alguns erros que ocorreram no experimento, acho que nada poderia ser melhorado. Gostaria de ver a capacidade de realizar o experimento levantado. Acredito que pode ajudar na reabilitação sim.

Além de deixar o relato por escrito, um dos voluntários com paraplegia afirmou ter uma “sensação de cura”, relacionada à sensação de estar caminhando no ambiente virtual. Esse voluntário também afirmou que a sensação de caminhada era mais semelhante à caminhada física quando imaginava o movimento das pernas enquanto se deslocava no mundo virtual.

Com base nessas opiniões, também é possível relatar outros pontos. Um deles se refere às limitações do sistema desenvolvido com relação: ao número de opções de interação ou jogabilidade nas atividades, já que surgiram sugestões de mecânicas adicionais e de dar mais liberdade ao usuário; à falta de interface para mostrar informações adicionais; e até mesmo na movimentação do usuário que pode exigir fisicamente ou causar enjojo. Outro ponto a ser ressaltado é que, como as atividades fornecem uma sensação imersiva de caminhada e os voluntários acreditam que o sistema pode ajudar na reabilitação, isso gera uma expectativa nos usuários de que essas atividades possam levar à plasticidade motora, como ocorre no trabalho de [Donati et al. \(2016\)](#). Por fim, apesar de as opiniões serem bem diversas, elas não se mostraram contraditórias, mas sim complementares abordando diversos aspectos da experiência com as atividades.

5.6 DISCUSSÃO

Após a realização dos experimentos e a obtenção dos dados, pode-se discutir as implicações resultantes. Primeiro, em relação aos experimentos com esteira, na média foi possível obter valores estimados muito próximos da referência utilizando α igual a 5 (convertendo para cm/s) ou 0,18 (convertendo para km/h) para todas as ocasiões em cada velocidade. Apesar disso, os desvios padrões para cada velocidade de referência apresentaram valores muito mais altos, o que também pode ser verificado pela alta oscilação da estimativa como observado na Figura 5.13 e pela variabilidade das médias na Tabela 5.2.

Com relação ao desempenho no ambiente do circuito, o que pode-se dizer a partir da Tabela 5.3 é que quase todos os voluntários não tiveram dificuldade em controlar o deslocamento do avatar para se manter próximo à referência. Além disso, também foi possível observar que os voluntários se mantiveram dentro dos limites do circuito em suas trajetórias.

Com respeito ao desempenho no caminho infinito, observa-se pela Tabela 5.4 que os resultados de forma geral foram muito variados em alguns dos parâmetros medidos (taxa de moedas coletadas, período por bloco), mas também notou-se que, em geral, os voluntários que obtiveram as maiores taxas de coleta de moedas foram os que levaram mais tempo por bloco e vice-versa. Também observa-se que os voluntários conseguem desviar da maioria dos obstáculos.

Sobre os questionários, o que se pode dizer de forma geral é que os voluntários gostaram e se sentem satisfeitos com a experiência, acharam imersiva e acreditam que ela é capaz de ajudar na reabilitação. Por outro lado, o sintoma mais expressivo foi o de enjoo, além da incidência mais alta de desconforto geral, dificuldade em focalizar, suor e desconforto no estômago.

Ao final dos resultados encontra-se as respostas discursivas. Cada uma delas é única e não existem valores para comparar uma com a outra, porém são encontrados alguns pontos em comum entre elas. Muitos dos voluntários gostaram ou elogiaram a experiência, falando sobre a sensação de imersão, de caminhada e da interatividade. Também apareceram várias sugestões de melhorias como um ranking registrando a pontuação de cada jogador, mostrar a pontuação e outras informações que possam ser úteis durante a atividade, mudança no comportamento dos obstáculos e mecânicas adicionais que recompensem o jogador pelo seu desempenho. Vários voluntários afirmaram que acreditam que o experimento ou o uso de realidade virtual é capaz de ajudar na reabilitação. A questão do enjoo também foi relatada por alguns voluntários. Os pontos que os voluntários menos gostaram foram muito variados incluindo cansaço, dor nos ombros, enjoo e dificuldade em rotacionar o avatar com a cabeça.

Em questão de pesquisa, os resultados mostram que, apesar da apresentação de alguns sintomas, os usuários demonstraram interesse e engajamento nas atividades, o que está relacionado aos benefícios do realidade virtual para reabilitação também visto em outras plataformas, além da crença de forma geral que as atividades podem ajudar na reabilitação. Em termos de arquitetura, além de o sistema fornecer diversas funcionalidades para imersão (rastreamento, deslocamento) por integração de software e hardware aplicados à caminhada, ele também é projetado para ser expandido incluindo comunicação com mais dispositivos. Um exemplo que demonstra a capacidade de expansão da aplicação VR é visto pela implementação na Figura B.8. A sensação de imersão, fornecida pela combinação dos movimentos do braço com a respectiva visuali-

zação do deslocamento no ambiente virtual, fez com que alguns dos usuários relatassem “como se tivesse sido transportado para outra realidade” e “se visualizar caminhando novamente”. As principais limitações deste sistema estão na falta de funcionalidades adicionais normalmente vistas em outros sistemas VR (interface, formas de interação, mecânicas adicionais), e nos movimentos que levam à sensação de enjoo inerente à desconexão entre a visualização do movimento e a sua execução no mundo físico (também chamada de *motion sickness*).

6 CONCLUSÃO

Com a síntese dos resultados e comparando com os objetivos da seção 1.3, é possível relatar as conclusões deste trabalho. Primeiramente, pode-se dizer que o objetivo principal foi atingido, já que o sistema proposto e desenvolvido foi capaz de ser controlado e fornecer a sensação imersiva e interativa de caminhada na opinião dos voluntários de acordo com o que foi mostrado pelos resultados da seção 5.5 e discutido na seção 5.6. Os objetivos secundários são requisitos para se atingir o objetivo primário, então também foram atingidos. A maioria dos objetivos secundários envolve algum tipo de criação e implementação, cujo cumprimento é mostrado no capítulo 4. O objetivo secundário relacionado à avaliação do desempenho e da experiência dos usuários é descrito na seção 4.6 e seu cumprimento é afirmado pelos resultados da subseção 5.5.3.

Mesmo que os objetivos tenham sido alcançados, ainda existe espaço para várias melhorias. Primeiro, considerando os principais sintomas relatados nos experimentos de realidade virtual incluindo enjoo e desconforto. O enjoo normalmente é causado por *motion sickness*, quando ocorre uma diferença entre como o corpo da pessoa está se movendo e como essa pessoa enxerga o seu movimento. Os momentos em que isso mais ocorre durante o experimento são quando o voluntário gira o avatar com o movimento da cabeça com muita frequência. Este problema pode ser tratado tentando encontrar uma alternativa para girar o avatar ou criar aplicações em que se possa reduzir ou remover a necessidade de girar. No caso do desconforto, possíveis causas incluem o uso do HMD por vários minutos ou o esforço exigido pelo movimento dos braços nos experimentos. No caso do movimento dos braços, uma possível solução seria projetar as atividades ou o sistema de forma que o usuário faça menos esforço com os braços (aumentar o α , diminuir a velocidade da referência móvel, etc.)

Como propostas futuras que podem gerar ainda mais resultados e possibilidades para o uso deste sistema de realidade virtual na reabilitação de membros inferiores incluem:

- Implementar as funcionalidades mencionadas pelos voluntários na parte discursiva
- Estudar formas alternativas ou melhorias para implementação do deslocamento no ambiente virtual a partir dos movimentos do usuário. Uma possível alternativa seria a utilização dos dados do acelerômetro da IMU no braço e basear-se em um modelo físico do movimento do corpo humano
- Adicionar novas formas de interação, o que possibilitaria a execução de atividades

mais complexas e possivelmente engajadoras aos usuários. Um exemplo seria a funcionalidade de agarrar objetos

- Integrar o sistema desenvolvido com um sistema para caminhada física de pessoas com paraplegia, como ocorre em [Keersmaecker et al. \(2020\)](#). Dessa forma, o usuário teria a sensação de estar se deslocando ao mesmo tempo em que suas pernas estariam em movimento
- Combinar o sistema com exercícios de eletroestimulação funcional, com o desenvolvimento de atividades que envolvam o movimento das pernas

BIBLIOGRAFIA

AN, C.-M.; PARK, Y.-H. The effects of semi-immersive virtual reality therapy on standing balance and upright mobility function in individuals with chronic incomplete spinal cord injury: A preliminary study. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, Informa UK Limited, v. 41, n. 2, p. 223–229, sep 2017. ISSN 2045-7723. Disponível em: <<https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/10790268.2017.1369217>>. Acessado em: Novembro de 2019. Citado 3 vezes nas páginas 2, 3 e 15.

BALBINO, H. de Sousa e S. Development of immersive virtual reality interface for lower-limb robotic rehabilitation. In: *2018 Latin American Robotic Symposium (LARS), 2018 Brazilian Symposium on Robotics (SBR), 2018 Workshop on Robotics in Education (WRE)*. IEEE, 2018. Disponível em: <<https://ieeexplore.ieee.org/document/8588538>>. Acessado em: Novembro de 2019. Citado 4 vezes nas páginas 40, 41, 42 e 52.

DIEBEL, J. *Representing Attitude: Euler Angles, Unit Quaternions, and Rotation Vectors*. [S.l.], 2006. Disponível em: <<http://www.swarthmore.edu/NatSci/mzucker1/papers/diebel2006attitude.pdf>>. Acessado em: Novembro de 2019. Citado na página 9.

DONATI, A. R. C. et al. Long-term training with a brain-machine interface-based gait protocol induces partial neurological recovery in paraplegic patients. *Nature Scientific Reports*, Springer Science and Business Media LLC, v. 6, n. 1, aug 2016. ISSN 2045-2322. Disponível em: <<https://www.nature.com/articles/srep30383>>. Acessado em: Novembro de 2019. Citado 4 vezes nas páginas 2, 13, 14 e 80.

ESFAHLANI, S. S. et al. Rehabgame: A non-immersive virtual reality rehabilitation system with applications in neuroscience. *Heliyon*, Elsevier BV, v. 4, n. 2, p. e00526, feb 2018. ISSN 2405-8440. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S240584401731407X>>. Acessado em: Novembro de 2019. Citado 3 vezes nas páginas 2, 13 e 15.

JOSÉ-ANTONIO, G.-G. et al. Seq: Suitability evaluation questionnaire for virtual rehabilitation systems. application in a virtual rehabilitation system for balance rehabilitation. In: *Proceedings of the ICTs for improving Patients Rehabilitation Research Techniques*. IEEE, 2013. p. 335–338. Disponível em: <<https://eudl.eu/doi/10.4108/icst.pervasivehealth.2013.252216>>. Acessado em: Novembro de 2019. Citado 4 vezes nas páginas xvii, 50, 73 e 75.

KEERSMAECKER, E. D. et al. The effect of optic flow speed on active participation during robot-assisted treadmill walking in healthy adults. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 28, n. 1, p. 221–227, jan 2020. Disponível em: <<https://ieeexplore.ieee.org/document/8911428>>. Acessado em: Fevereiro de 2020. Citado 2 vezes nas páginas 50 e 84.

KENDZIERSKI, D.; DECARLO, K. J. Physical activity enjoyment scale: Two validation studies. *Journal of Sport and Exercise Psychology*, Human Kinetics, v. 13,

n. 1, p. 50–64, mar 1991. Disponível em: <<https://journals.humankinetics.com/view/journals/jsep/13/1/article-p50.xml>>. Acessado em: Fevereiro de 2020. Citado 3 vezes nas páginas xvii, 50 e 78.

KENNEDY, R. S. et al. Simulator sickness questionnaire: An enhanced method for quantifying simulator sickness. *The International Journal of Aviation Psychology*, Informa UK Limited, v. 3, n. 3, p. 203–220, jul 1993. Disponível em: <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1207/s15327108ijap0303_3>. Acessado em: Fevereiro de 2020. Citado 4 vezes nas páginas xvii, 50, 74 e 76.

KOZHEVNIKOV, M.; GURLITT, J. Immersive and non-immersive virtual reality system to learn relative motion concepts. In: *2013 3rd Interdisciplinary Engineering Design Education Conference*. IEEE, 2013. Disponível em: <<https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/6526781>>. Acessado em: Fevereiro de 2020. Citado na página 9.

MASINI, M. Estimativa da incidência e prevalência de lesão medular no brasil. *JBNC - JORNAL BRASILEIRO DE NEUROCIRURGIA*, Jornal Brasileiro de Neurocirurgia, v. 12, n. 2, p. 97–100, jan 2018. ISSN 2446-6786. Disponível em: <<https://jbnc.emnuvens.com.br/jbnc/article/view/385>>. Acessado em: Fevereiro de 2020. Citado na página 1.

MEALY, P. *Virtual & Augmented Reality For Dummies*. John Wiley & Sons, 2018. ISBN 978-1-119-48152-2. Disponível em: <<https://www.wiley.com/Virtual+%26+Augmented+Reality+For+Dummies-p-9781119481522>>. Acessado em: Novembro de 2019. Citado 2 vezes nas páginas 7 e 8.

NAS, K. et al. Rehabilitation of spinal cord injuries. *World Journal of Orthopedics*, Baishideng Publishing Group Inc., v. 6, n. 1, p. 8–16, jan. 2015. ISSN 2218-5836. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4303793/>>. Acessado em: Fevereiro de 2020. Citado 2 vezes nas páginas 1 e 2.

PROFFITT, R. et al. Safety and feasibility of a first-person view, full-body interaction game for telerehabilitation post-stroke. *International Journal of Telerehabilitation*, University Library System, University of Pittsburgh, v. 10, n. 1, p. 29–36, aug 2018. ISSN 1945-2020. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6095684/>>. Acessado em: Novembro de 2019. Citado 2 vezes nas páginas 3 e 15.

PROULX, C. et al. Acceptability study of a novel immersive cognitive care platform for remediation of cognitive deficits. *Annual Review of CyberTherapy and Telemedicine*, v. 16, p. 46–48, 2018. ISSN 1554-8716. Disponível em: <<https://interactivemediainstitute.com/wordpress/wp-content/uploads/2019/04/ARCTT-16.pdf#page=63>>. Acessado em: Novembro de 2019. Citado 2 vezes nas páginas 14 e 15.

SHERMAN, W. R.; CRAIG, A. B. *Understanding Virtual Reality: Interface, Application, and Design*. [S.l.]: Morgan Kaufmann, 2003. ISBN 978-1-55860-353-0. Citado 2 vezes nas páginas 7 e 8.

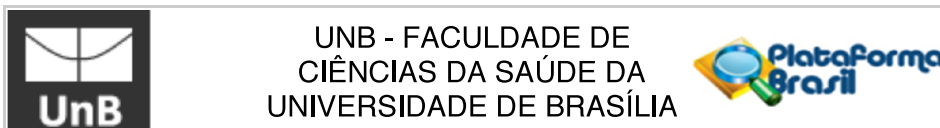
SHOKUR, S. et al. Assimilation of virtual legs and perception of floor texture by complete paraplegic patients receiving artificial tactile feedback. *Nature Scientific*

Reports, Springer Science and Business Media LLC, v. 6, n. 1, sep 2016. ISSN 2045-2322. Disponível em: <<https://www.nature.com/articles/srep32293>>. Acessado em: Novembro de 2019. Citado 3 vezes nas páginas 3, 14 e 15.

SILVA, R. R. da; IWABE-MARCHESE, C. Using virtual reality for motor rehabilitation in a child with ataxic cerebral palsy: case report. *Fisioterapia e Pesquisa*, v. 22, n. 1, p. 97–102, mar. 2015. Disponível em: <<http://www.periodicos.usp.br/fpusp/article/view/97721>>. Citado na página 3.

SLOAN, T. B. Spinal cord injury. In: ATLEE, J. L. (Ed.). *Complications in Anesthesia*. Second edition. Philadelphia: Elsevier, 2007. cap. 183, p. 737–740. ISBN 978-1-4160-2215-2. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9781416022152501885>>. Acessado em: Fevereiro de 2020. Citado na página 1.

A PROTOCOLO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Reabilitação de função sensorio-motora em pessoas com lesão medular usando estimulação elétrica superficial

Pesquisador: Antonio Padilha Lanari Bo

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 11717119,3.0000,0030

Instituição Proponente: UnB - Faculdade de Tecnologia

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.365.667

Apresentação do Projeto:

Segundo os pesquisadores:

"Resumo:

Uma Lesão Medular (LM), seja completa ou incompleta, pode causar perda de sensibilidade e motricidade, bem como afetar outras funções fisiológicas, muitas vezes provocando uma drástica redução na qualidade de vida. Em especial, a paraplegia completa e caracterizada pela perda de sensibilidade e controle de movimento dos membros inferiores. Para indivíduos nessa condição, muito embora algumas funções possam ser restabelecidas, seja por meio de recuperação espontânea ou alguns procedimentos clínicos específicos, na maioria dos casos não há restauração das funções perdidas. A Estimulação Elétrica Funcional, ou, do inglês, Functional Electrical Stimulation (FES), tem mostrado efeitos comprovadamente benéficos e seguros no processo de reabilitação, pois possibilita exercícios físicos em membros paralisados e possivelmente auxilia na indução da plasticidade do sistema nervoso. Este trabalho propõe um sistema de reabilitação baseado na sinergia entre FES e outras tecnologias, como ergômetros e realidade virtual. Espera-se que, após a intervenção, os participantes apresentem melhorias mensuráveis em termos da função sensorio-motora.

Introdução:

Pessoas com lesão medular (LM) enfrentam muitas vezes limitação para controle voluntário de músculos esqueléticos, perda de sensação proveniente de membros afetados, bem como outras

Endereço: Faculdade de Ciências da Saúde - Campus Darcy Ribeiro
Bairro: Asa Norte **CEP:** 70.910-900
UF: DF **Município:** BRASÍLIA
Telefone: (61)3107-1947 **E-mail:** cepfsunb@gmail.com



UNB - FACULDADE DE
CIÊNCIAS DA SAÚDE DA
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA



Continuação do Parecer: 3.365.667

complicações, Além disso, infelizmente as perspectivas de recuperação são limitadas. Aqueles com lesões completas e crônicas normalmente enfrentam a menor probabilidade de melhoria. Na maioria desses pacientes não há restauração da função, embora vários tipos de terapias tenham sido propostos. Entre as abordagens apresentadas para melhorar a qualidade de vida de indivíduos com LM, a reparação e regeneração neural é uma das mais atraentes. No entanto, apesar de resultados positivos (muito embora modestos) terem sido obtidos até agora usando esta abordagem, as estratégias baseadas em novos medicamentos, células-tronco, imunoterapia e terapia genética potencialmente devem proporcionar melhores resultados quando aplicadas de forma sinérgica com outros tratamentos (revisados em [25, 22, 30]). Além do tempo apropriado de intervenção terapêutica, nosso conhecimento atual apoia a ideia de que a combinação de métodos complementares será essencial para maximizar a recuperação e o benefício funcional. Neste projeto, nos concentramos em paradigmas inovadores voltados para a reabilitação de LM com base em recursos tecnológicos não-invasivos integrados com princípios de plasticidade dependente de atividade. De fato, muito tem sido investido no desenvolvimento de tecnologias que permitem reduzir os efeitos de uma LM. Nas interfaces cérebro-máquina (ICM), por exemplo, a atividade neural do córtex motor é decodificada para permitir o controle em tempo real de dispositivos externos, como braços robóticos [8, 36]. Além da interação com objetos e, portanto, da restauração de alguma função, as ICMs também ajudaram a investigar o sistema nervoso. Por exemplo, experimentos em modelo animal demonstraram que a decodificação do córtex pré-motor para gerar estimulação para o córtex somatossensorial poderia promover a recuperação após lesão no córtex motor, aumentando a conectividade entre essas áreas [17]. Tais ICMs foram aplicadas não só para fornecer interface com dispositivos externos, mas também para fornecer controle do movimento do corpo [5, 24]. Na verdade, diferentes tecnologias estão disponíveis para gerar movimento de membros. O movimento artificial pode ser conseguido usando, por exemplo, órteses externas embarcadas com atuadores. Entre as desvantagens desses exoesqueletos, dois aspectos importantes são a sua estrutura desconfortável e a necessidade de ajustar o dispositivo para as dimensões específicas do indivíduo. Alternativamente, pode-se usar Estimulação Elétrica Funcional (em inglês, FES), em que impulsos elétricos são aplicados ao corpo para restaurar funções neuromusculares perdidas. Essa tecnologia está disponível em sistemas comerciais há 20 anos para restaurar a caminhada em LM [16]. No entanto, os sistemas FES também apresentam limitações significativas, como o início acelerado da fadiga. Por essa razão, alguns pesquisadores têm investigado o uso combinado de exoesqueletos e sistemas para marcha auxiliados por FES [9] na tentativa de combinar as vantagens de ambas as tecnologias. Outra limitação importante da FES

Endereço: Faculdade de Ciências da Saúde - Campus Darcy Ribeiro
Bairro: Asa Norte **CEP:** 70.910-900
UF: DF **Município:** BRASÍLIA
Telefone: (61)3107-1947 **E-mail:** cepfsunb@gmail.com

Página 02 de 12



diz respeito a estabilidade e a seletividade muscular, que motivou investigações sobre sistemas de estimulação implantada [18]. Os sistemas FES baseados em eletrodos de superfície foram utilizados para atingir outro problema enfrentado por indivíduos com LM. Estudos descobriram que a prática do exercício dos membros superiores, como a ergometria de membro superior, é insuficiente para produzir saúde cardiovascular sustentável [23]. Diante deste contexto, a FES tem sido usada por mais de 30 anos em associação com cicloergômetros [33] e remo ergômetros [26] como alternativa para o exercício físico para indivíduos com paraplegia. A restauração da função motora dos membros inferiores usando estimulação elétrica também pode ser obtida por meio da estimulação dos circuitos neurais lombossacrais usando a estimulação direta da medula (em inglês, SCS). De fato, estudos em modelos animais e humanos demonstraram a geração de movimentos semelhantes a uma caminhada usando interfaces superficiais e invasivas (revisados em [34, 32]). No que diz respeito aos estudos em modelos animais, a estimulação intraespinhal demonstrou induzir uma atividade motora controlada prolongada [27]. No entanto, o requisito para o posicionamento preciso dos eletrodos foi visto como uma desvantagem dessa técnica. Em outra abordagem, o uso de agonistas de receptores de serotonina junto com SCS peridural permitiu a geração de marcha em ratos [35]. Com base em um implante menos invasivo quando comparado a estimulação intraespinhal, os autores deste trabalho também alcançaram controle de altura de passo, mas usando modulação de frequência. O esforço experimental deste grupo incluiu recentemente ensaios em primatas não humanos, onde uma interface cérebro-medula foi usada para controlar a SCS [6]. Ensaios humanos usando SCS relatando restauração parcial da função motora também foram realizados. Sistemas SCS peridurais disponíveis no mercado (utilizados em geral para o tratamento da dor crônica) têm sido empregados em várias investigações que visam a reabilitação de pessoas com LM. Em um desses estudos, os padrões de marcha de indivíduos com LM incompleta melhoraram durante a aplicação de SCS tônica [7]. A amplitude de estimulação foi estabelecida abaixo do limiar do motor, sugerindo que a SCS facilita a atividade locomotora que perdeu sua estimulação corticospinal. Curiosamente, um resultado semelhante foi obtido em um estudo onde SCS transcutânea tônica foi aplicada a três indivíduos com LM incompleta caminhando com suporte de peso corporal em uma esteira [21]. O mesmo paradigma de estimulação foi avaliado em uma instalação envolvendo um treinador robótico e quatro indivíduos com LM completa. Neste caso, os ensaios com SCS transcutânea tônica suprimiram o clonus e aumentaram a atividade muscular rítmica, mesmo sem feedback periférico específico do passo [31]. Os estudos acima mencionados alcançaram melhora na função locomotora durante a aplicação da estimulação elétrica. Apesar da aplicação potencial de tais intervenções, uma vez que a estimulação era

Endereço: Faculdade de Ciências da Saúde - Campus Darcy Ribeiro
Bairro: Asa Norte **CEP:** 70.910-900
UF: DF **Município:** BRASÍLIA
Telefone: (61)3107-1947 **E-mail:** cepfsunb@gmail.com



desligada em tais intervenções o efeito positivo sobre a capacidade motora foi drasticamente reduzido, muitas vezes até o mesmo nível antes dos estímulos. No entanto, outros estudos relataram recuperação de função real após lesões neurológicas. Novamente usando SCS, com base em estimulação epidural [19, 2] ou transcutânea [15] (neste caso também combinada com agonista serotoninérgico), indivíduos com LM clinicamente classificados na escala de comprometimento da American Spinal Injury Association (ASIA) como A ou B foram submetidos a protocolos que duraram entre 5 e 22 meses e todos os indivíduos obtiveram recuperação motora que persistiram quando a estimulação foi removida. Em outro estudo usando estimulação elétrica, mas com foco no ciclismo auxiliado por FES e terapia complementares, um único caso de recuperação de função de um indivíduo com tetraplegia foi relatado [29]. No entanto, nenhum outro estudo conseguiu replicar esses resultados. Finalmente, um relato recente de estudo realizado no Brasil descreveu recuperação de função em indivíduos com LM completa [11]. O protocolo realizado envolve longa duração (cerca de ano) e exercícios baseados em ICM, feedback proprioceptivo no membro superior, treinamento de marcha robotizada e realidade virtual. Nesse estudo, todos os participantes obtiveram melhorias em exames clínicos realizados de acordo com protocolo ASIA. Entretanto, é essencial reconhecer que, embora a recuperação tenha sido relatada, o nível de melhoria foi limitado. Na verdade, os autores concluíram que é necessário um maior estudo para avaliar todo o potencial das estratégias aplicadas para a reabilitação de pessoas com LM. Na sequência desses relatórios, ocorreu extenso debate sobre a explicação fisiológica para tal recuperação. De fato, os mecanismos através dos quais a ativação voluntária dos músculos afetados e alcançada mesmo em lesões completas são desconhecidos. Uma alternativa é que pode haver surgimento neuronal espontâneo cujas conexões são otimizadas devido à estimulação e à atividade locomotora. Outra explicação, e possivelmente a mais popular na literatura, considera a existência de caminhos neurais que não são perdidos na ocasião da lesão, mas que permanecem em silêncio desde então. De fato, se de uma perspectiva funcional uma lesão completa é caracterizada pela falta de sensação e movimento voluntário, um estudo recente foi capaz de detectar atividade eletromiográfica voluntária (EMG) em 66% dos indivíduos clinicamente diagnosticados com LM completa que participaram do estudo [20]. Em resumo, essas descobertas sugerem que uma parte significativa do controle da locomoção ainda pode ocorrer no nível da coluna vertebral após a lesão, mas a excitabilidade sustentável desses circuitos é comprometida. O desafio atual é encontrar os métodos mais adequados para aumentar essa excitabilidade e facilitar a plasticidade para promover a recuperação e, possivelmente, permitir a tradução para a prática clínica."

Endereço: Faculdade de Ciências da Saúde - Campus Darcy Ribeiro
Bairro: Asa Norte **CEP:** 70.910-900
UF: DF **Município:** BRASÍLIA
Telefone: (61)3107-1947 **E-mail:** cepfsunb@gmail.com



UNB - FACULDADE DE
CIÊNCIAS DA SAÚDE DA
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA



Continuação do Parecer: 3.365.667

Objetivo da Pesquisa:

Segundo os pesquisadores:

"Objetivo Primario:

O objetivo primario deste trabalho e avaliar a recuperacao de funcoes sensorio-motoras em individuos com lesao medular apos protocolo de rehabilitacao de longa duracao e em regime intensivo envolvendo ferramentas tecnologicas, em especial ciclismo e remo assistidos por estimulacao eletrica superficial, bem como exercicios isometricos e exercicios de verticalizacao e marcha simulada envolvendo realidade virtual.

Objetivo Secundario:

Sao estabelecidos dois objetivos secundarios:- Avaliar o nivel de restauracao de funcao em termos de ativacao muscular voluntaria, funcao sensorial e funcao do sistema nervoso autonomo.- Desenvolver interfaces e estrategias de controle para as diferentes tecnologias utilizadas no estudo, buscando sempre a maior participacao do individuo."

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Segundo os pesquisadores:

"O protocolo experimental é composto por atividades projetadas para pessoas com LM que, quando executadas de forma segura, produzem benefícios de natureza cardiorespiratória e metabólica ao participante.

Os principais riscos decorrentes da participação na pesquisa são fraturas durante a atividade ou transferências da cadeira de rodas para os equipamentos. Tal risco é minimizado pela avaliação da densidade óssea realizada previamente à participação no protocolo, bem como pela utilização de medidas adicionais de segurança, como fixação dos pés e pernas no cicloergômetros de forma segura, e botões de parada de emergência sempre ao alcance dos sujeitos e profissionais.

A equipe de pesquisa é composta por pesquisadores com experiência em pesquisa com estimulação elétrica em humanos. Antônio Padilha L. Bo, Miguel Paredes, Juliana Guimarães e Lucas Fonseca têm, cada um, mais de 4 anos de experiência. A responsável clínica, Juliana Guimarães, acumula experiência clínica e acadêmica no assunto.

Caso tais medidas se mostrem insuficientes e o participante sofra entorse nas condições descritas no projeto, será realizada imobilização e recursos não-farmacológicos serão empregados para reduzir edema e dor. Em seguida, o participante será levado para o hospital mais próximo e receberá atendimento apropriado. Esse atendimento será gratuito para o participante.

Existe o risco de descompensação relacionada ao esforço, como elevação de pressão arterial de

Endereço: Faculdade de Ciências da Saúde - Campus Darcy Ribeiro
Bairro: Asa Norte **CEP:** 70.910-900
UF: DF **Município:** BRASILIA
Telefone: (61)3107-1947 **E-mail:** cepfsunb@gmail.com

Página 05 de 12



Continuação do Parecer: 3.365.667

forma súbita e outros problemas cardíacos. Este risco será minimizado pela avaliação de um cardiologista antes do início do protocolo e pelo regular controle da frequência cardíaca e pressão arterial durante as atividades. Caso ocorram intercorrências cardíacas ou qualquer outra complicação do quadro de saúde durante os treinos, o participante será imediatamente conduzido para o hospital mais próximo e receberá atendimento apropriado. Esse atendimento será gratuito para o participante..

Em relação à estimulação elétrica em si, o risco é mínimo para o paciente, pois é uma técnica consolidada de fisioterapia. Os riscos de lesões por queimadura por parte da estimulação elétrica são minimizados com duas estratégias adicionais:

Controle intrínseco do estimulador. Antes de cada pulso de estimulação, um sinal de teste é usado para verificar as características elétricas do tecido, certificando-se que o pulso não causará lesão.

Controle adicional por software. O algoritmo responsável por acionar os pulsos elétricos conterá uma camada de segurança, com máxima prioridade, que impedirá que um pulso com características nocivas seja gerado.

Os benefícios envolvidos dizem respeito aos resultados científicos e também à qualidade de vida e saúde dos participantes. No primeiro caso, esta pesquisa pode gerar conhecimento importante para a melhoria das terapias de reabilitação de LM, o que poderia impactar positivamente milhões de pessoas todos os anos. No segundo caso, a literatura indica que os participantes devem obter melhorias relativas às funções cardiorespiratória e metabólica. Além disso, podem ser observados também outros benefícios em termos de capacidade motora e funções autonômicas, o que resultaria em ganhos diretos para a saúde e qualidade de vida.

Por fim, a participação dos pacientes no estudo poderá ser cancelada imediatamente mediante solicitação. Além disso, todo o material coletado que permita identificar os participantes terá um tratamento de forma a garantir o anonimato no caso de qualquer publicação."

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Trata-se de um projeto de pesquisa coordenado pelo Prof. Dr. Antonio Padilha Lanari Bó envolvendo outros pesquisadores engenheiros e fisioterapeutas. O projeto contará com 14 participantes com lesão medular, e estes serão acompanhados por uma fisioterapeuta e irão participar de um protocolo experimental que visa a recuperação sensorio-motora dos pacientes. O desenho experimental é quasi-experimental, e todos os participantes serão submetidos aos mesmos procedimentos.

Endereço: Faculdade de Ciências da Saúde - Campus Darcy Ribeiro
Bairro: Asa Norte **CEP:** 70.910-900
UF: DF **Município:** BRASILIA
Telefone: (61)3107-1947 **E-mail:** cepfsunb@gmail.com



UNB - FACULDADE DE
CIÊNCIAS DA SAÚDE DA
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA



Continuação do Parecer: 3.365.667

Todos pesquisadores envolvidos no projeto tem experiência compatível e adequada a execução da pesquisa. O estudo apresenta benefícios diretos aos participantes. O TCLE apresenta os potenciais riscos do projeto, assim como os potenciais benefícios, em linguagem adequada.

O recrutamento está previsto para iniciar em 01/06/2019, e a última etapa com os participantes está prevista para 31/05/2021.

O orçamento do projeto, de financiamento próprio, prevê o gasto de R\$ 7.660,00 para transporte dos participantes e aquisição de eletrodos descartáveis de estimulação elétrica.

7.1 Critérios de inclusão

Os critérios de inclusão para participação no estudo são relacionados a seguir:

Pessoas com lesão medular completa há mais de 12 meses e comprometimento motor tipo paraplegia com nível neurológico de lesão entre T1 e T12;

Pessoas cuja LM é classificada como ASIA A, B ou C.

Pessoas cuja recuperação neurológica esteja estagnada, ou seja, que não esteja mais apresentando melhora decorrente de tratamento tradicional prescrito.

Pessoas com idade mínima de 18 anos e máxima de 60 anos;

Pessoas com quadro de saúde estável e sem outras comorbidades musculoesqueléticas;

Pessoas sem déficit cognitivo que possa prejudicar o entendimento da tarefa e a concentração durante a realização das atividades.

7.2 Critérios de exclusão

Os critérios de exclusão para participação no estudo são relacionados a seguir:

Não apresentar contração muscular de grau 2 (de acordo com escala de avaliação de força muscular do Medical Research Council) em resposta a estimulação elétrica funcional;

Pessoas que apresentem peso corporal maior de 100 Kg;

Mulheres grávidas;

Pessoas que apresentem osteoporose detectada por meio de exame de densitometria óssea; Pessoas que apresentem histórico de fratura por fragilidade;

Pessoas com alto risco de evento cardiovascular;

Usuários de marcapasso ou outros dispositivos ativos implantáveis;

Pessoas que apresentem epilepsia;

Endereço: Faculdade de Ciências da Saúde - Campus Darcy Ribeiro
Bairro: Asa Norte **CEP:** 70.910-900
UF: DF **Município:** BRASÍLIA
Telefone: (61)3107-1947 **E-mail:** cepfsunb@gmail.com

Página 07 de 12



UNB - FACULDADE DE
CIÊNCIAS DA SAÚDE DA
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA



Continuação do Parecer: 3.365.667

Pessoas que apresentem disreflexia autonômica não controlada; Pessoas que apresentem reações cutâneas exacerbadas devido a corrente elétrica; Pessoas que possuam fobia a eletricidade; Pessoas que apresentem desconforto com a estimulação elétrica; Pessoas que apresentem severa espasticidade e contraturas; Pessoas que apresentem bloqueios articulares em membro inferior ou superior; Pessoas com outras condições de saúde adversas que possam influenciar a mobilidade do membro inferior ou superior."

"A equipe de pesquisa é formada pelos seguintes pesquisadores:

Antonio Padilha Lanari Bo, engenheiro de controle e automação e professor adjunto do Departamento de Engenharia Elétrica (ENE) da Faculdade de Tecnologia (FT) da Universidade de Brasília (UnB);
Função: Pesquisador responsável e coordenador da equipe. Apoio técnico em técnicas de controle e análise dos dados.

Juliana Araujo Guimaraes, fisioterapeuta e mestre em Ciências e Tecnologias da Saúde pela UnB;
Função: Protocolo clínico, segurança dos participantes, e acompanhamento das variáveis clínicas durante a pesquisa.

Roberto de Souza Baptista, engenheiro de controle e automação e doutor em engenharia de sistemas eletrônicos e de automação. Membro do Laboratório de Automação e Robótica, vinculado ao ENE/FT/UnB;
Função: Responsável técnico dos assuntos relacionados a algoritmos de identificação e estimação necessários para o correto controle dos equipamentos durante os experimentos.

Ana Carolina Cardoso de Sousa, engenheira de controle e automação e doutoranda do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Sistemas Eletrônicos e de Automação (PGEA), vinculado ao ENE/FT/UnB;
Função: Responsável técnico dos assuntos relacionados ao funcionamento dos sensores utilizados no protocolo experimental, sobretudo na aquisição e processamento de dados e técnicas de controle dos atuadores.

Lucas Oliveira da Fonseca, engenheiro de controle e automação e doutorando do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Sistemas Eletrônicos e de Automação (PGEA), vinculado ao ENE/FT/UnB;
Função: Responsável técnico dos assuntos relacionados a sinergia de todos os sistemas, sincronismo dos sensores, atuadores e controladores usados nos experimentos, processamento

Endereço: Faculdade de Ciências da Saúde - Campus Darcy Ribeiro
Bairro: Asa Norte **CEP:** 70.910-900
UF: DF **Município:** BRASÍLIA
Telefone: (61)3107-1947 **E-mail:** cepfsunb@gmail.com

Página 08 de 12



Continuação do Parecer: 3.365.667

dos dados adquiridos, e técnicas de controle dos atuadores.

Miguel Eduardo Gutierrez Paredes, engenheiro biomédico e doutorando do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Sistemas Eletrônicos e de Automação (PGEA), vinculado ao ENE/FT/UnB.

Função: Responsável técnico pelos assuntos relacionados aos equipamentos mecânicos usados nos experimentos, bem como o estimulador elétrico, placas eletrônicas e microcontroladores.

9.3 Amostra

Está prevista uma amostra de 14 indivíduos para participação no estudo. Todos os participantes seguirão o mesmo protocolo experimental. A amostra foi calculada a partir da avaliação da diferença entre as médias, levando-se em consideração um poder estatístico de, pelo menos, 95% e um tamanho de efeito de 1,41, baseado na variável de desfecho secundária (nível de contração voluntária em músculos afetados) considerando um nível de significância de 0,05. A amostra foi ajustada para compensar perda de sujeitos durante a pesquisa (10%). Para a determinação do tamanho da amostra foi utilizado o software G*Power.

9.4 Protocolo experimental

Após seleção e avaliação do participante frente aos critérios de inclusão e exclusão, será iniciado o protocolo experimental de reabilitação, que pode ser subdividido nas seguintes etapas:

A0: avaliação inicial;

TC1: terapia de controle;

A1: primeira avaliação intermediária; TP1: terapia principal;

A2: segunda avaliação intermediária; TP2: terapia principal;

A3: terceira avaliação intermediária; TC3: terapia de controle;

A4: avaliação final."

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Documentos analisados para emissão deste parecer:

1. Informações Básicas do Projeto ATUALIZADO - "PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1282302.pdf", postado em 17/05/2019.
2. Carta resposta às pendências apontadas no Parecer Consubstanciado No. 3.317.013 - "Carta_resposta_parecer.doc e Carta_resposta_parecer.pdf", postadas em 14/05/2019.
3. Cronograma de execução do projeto de pesquisa ATUALIZADO - "Cronograma.doc", postado em 14/05/2019.

Endereço: Faculdade de Ciências da Saúde - Campus Darcy Ribeiro
Bairro: Asa Norte **CEP:** 70.910-900
UF: DF **Município:** BRASÍLIA
Telefone: (61)3107-1947 **E-mail:** cepfsunb@gmail.com



Continuação do Parecer: 3.365.667

4. Projeto Detalhado ATUALIZADO - "ProjetoPesquisa.docx", postado em 14/05/2019.

Recomendações:

Não se aplicam.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Análise das respostas às pendências apontadas no Parecer Consubstanciado No. 3.317.013:

1. No projeto da Plataforma, item "Riscos", e projeto detalhado, item "8 Riscos e Benefícios Envolvidos na Execução da Pesquisa", le-se: "Em seguida, o participante será acompanhado ao Hospital da Universidade de Brasília. Se o participante sofrer fratura durante os procedimentos, o pesquisador manterá o indivíduo imóvel e imediatamente acionará o SAMU (Serviço de Atendimento Móvel de Urgências) pelo número 192. [...] Caso ocorram intercorrências cardíacas ou qualquer outra complicação do quadro de saúde durante os treinos, o participante será imediatamente conduzido ao Hospital da Universidade de Brasília.". Não é eticamente adequado consumir os recursos públicos do SUS para cobrir as despesas de estudos experimentais de projetos de pesquisa. Solicita-se que o pesquisador altere o texto retirando a informação sobre o médico ligado ao SUS, garantindo ele mesmo juntamente com a instituição proponente a assistência integral e gratuita ao participante de pesquisa ou no caso de manter o encaminhamento para o HUB ou SAMU, este deverá apresentar anuência por meio de declaração de gestor institucional autorizando a realização desses atendimentos.

RESPOSTA: O texto foi alterado conforme a recomendação, em especial na página 8 do documento ProjetoPesquisa.docx, ao fim dos parágrafos iniciados com "Caso tais medidas.." e "Existe o risco..". Assim, não está previsto uso de recursos do SUS nos casos mencionados no projeto de pesquisa.

ANÁLISE: As mudanças efetuadas atendem à pendência apresentada. PENDÊNCIA ATENDIDA

2. Solicita-se o ajuste do Cronograma de Execução do experimento para que este se inicie apenas após a aprovação pelo CEP/FS. Esta modificação deve ser efetuada no documento "Cronograma.doc" e na Plataforma Brasil.

RESPOSTA: 2. As alterações no cronograma foram realizadas tanto na Plataforma Brasil como no documento Cronograma.doc. No documento Cronograma.doc, acrescentou-se informação de que as atividades iniciarão "apenas após a aprovação pelo CEP/FS". Visto que na Plataforma Brasil não é possível indicar o início das atividades "após a aprovação pelo CEP/FS", foi escolhida a data inicial de 01/06/2019 e alteradas todas as datas subsequentes.

Endereço: Faculdade de Ciências da Saúde - Campus Darcy Ribeiro
Bairro: Asa Norte **CEP:** 70.910-900
UF: DF **Município:** BRASÍLIA
Telefone: (61)3107-1947 **E-mail:** cepfsunb@gmail.com



Continuação do Parecer: 3.365.667

ANÁLISE: As mudanças efetuadas atendem à pendência apresentada. PENDÊNCIA ATENDIDA

Todas as pendências foram atendidas.

Não há óbices éticos para a realização do presente protocolo de pesquisa.

Considerações Finais a critério do CEP:

Conforme a Resolução CNS 466/2012, itens X.1.- 3.b. e XI.2.d, os pesquisadores responsáveis deverão apresentar relatórios parcial semestral e final do projeto de pesquisa, contados a partir da data de aprovação do protocolo de pesquisa.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1282302.pdf	17/05/2019 16:37:45		Aceito
Outros	Carta_resposta_parecer.doc	17/05/2019 16:37:22	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Outros	Carta_resposta_parecer.pdf	14/05/2019 19:32:51	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Cronograma	Cronograma.doc	14/05/2019 19:25:59	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	ProjetoPesquisa.docx	14/05/2019 19:25:43	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Folha de Rosto	FolhaRosto.pdf	11/04/2019 15:38:20	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Outros	CartaEncaminhamento.docx	06/03/2019 14:27:21	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Outros	CartaEncaminhamento.pdf	06/03/2019 14:25:35	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Outros	Antonio_Bo.pdf	19/02/2019 16:20:43	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Outros	Roberto_Baptista.pdf	19/02/2019 16:20:19	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Outros	Miguel_Paredes.pdf	19/02/2019 16:19:46	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Outros	Lucas_Fonseca.pdf	19/02/2019 16:19:32	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Outros	Juliana_Guimaraes.pdf	19/02/2019 16:19:10	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Outros	Ana_Carolina_de_Sousa.pdf	19/02/2019 16:18:28	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito

Endereço: Faculdade de Ciências da Saúde - Campus Darcy Ribeiro
Bairro: Asa Norte **CEP:** 70.910-900
UF: DF **Município:** BRASILIA
Telefone: (61)3107-1947 **E-mail:** cepfsunb@gmail.com



Continuação do Parecer: 3.365.667

Outros	lattes.pdf	21/01/2019 00:20:05	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Outros	TermoResponsabilidadeCompromisso.pdf	21/01/2019 00:03:04	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Outros	TermoResponsabilidadeCompromisso.doc	20/01/2019 23:59:27	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Outros	TermoAutorizacaoImagemSom.doc	20/01/2019 23:58:12	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	TermoConcordancia_CapitalRemo.pdf	20/01/2019 23:56:31	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	TermoConcordancia_CapitalRemo.doc	20/01/2019 23:56:17	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	TermoConcordancia_FT.pdf	20/01/2019 23:55:12	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	TermoConcordancia_FT.doc	20/01/2019 23:54:56	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.doc	20/01/2019 23:47:25	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito
Orçamento	Orcamento.doc	20/01/2019 23:47:14	Antonio Padilha Lanari Bo	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

BRASILIA, 03 de Junho de 2019

Assinado por:
Marie Togashi
(Coordenador(a))

Endereço: Faculdade de Ciências da Saúde - Campus Darcy Ribeiro
Bairro: Asa Norte **CEP:** 70.910-900
UF: DF **Município:** BRASILIA
Telefone: (61)3107-1947 **E-mail:** cepfsunb@gmail.com

B BLUEPRINTS DA UNREAL ENGINE UTILIZADAS NA APLICAÇÃO DE REALIDADE VIRTUAL

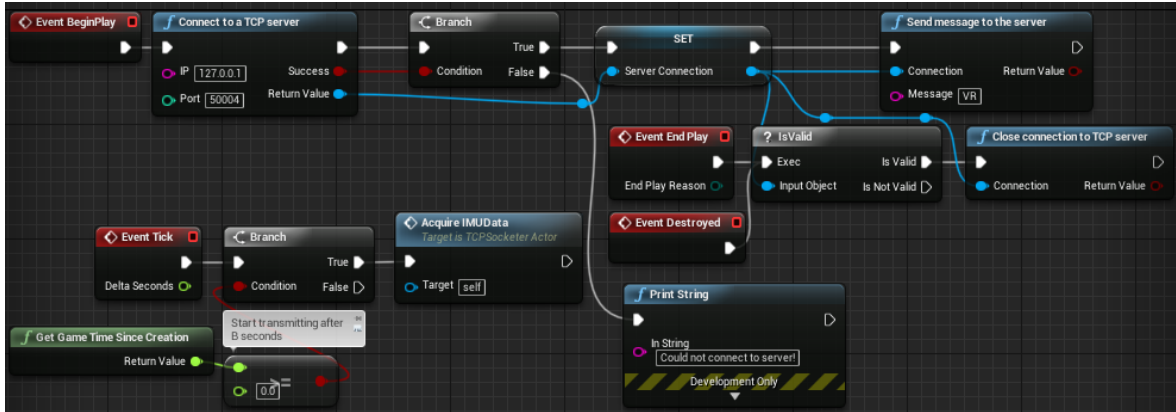


Figura B.1: Event Graph do Actor TCPSocketerActor. Este Actor atua como o cliente TCP que recebe as informações do servidor Python. O Event Graph funciona como a main de um programa para o Actor. A função AcquireIMUData é chamada a cada Tick para atualizar as informações a cada novo frame na execução da aplicação VR.

Fonte: Preparado pelo autor

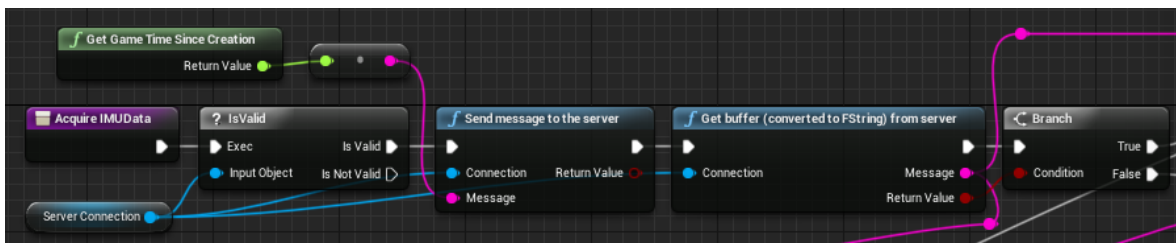


Figura B.2: Função AcquireIMUData - Parte 1. A função começa enviando uma mensagem para o servidor indicando que quer receber novos dados, e logo em seguida tenta receber os dados. Se a recepção for bem sucedida, os dados estarão disponíveis na saída da função Get Buffer dentro da variável Message como uma sequência de caracteres ASCII.

Fonte: Preparado pelo autor

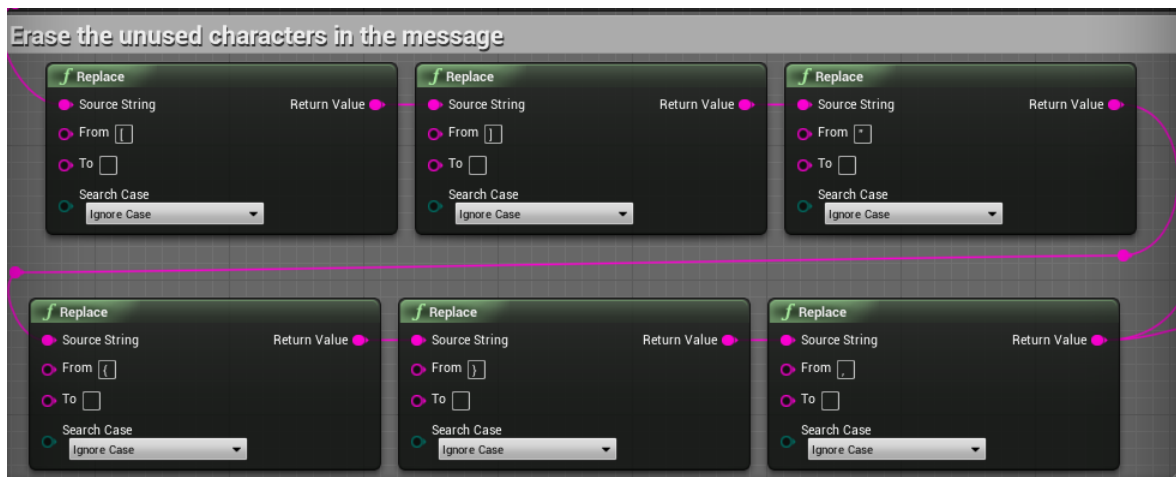


Figura B.3: Função AcquireIMUData - Parte 2. A mensagem como caracteres ASCII possui caracteres que são desnecessários para a decodificação ('[', ']', '"', '(', ')', e ';'), então eles são removidos.

Fonte: Preparado pelo autor

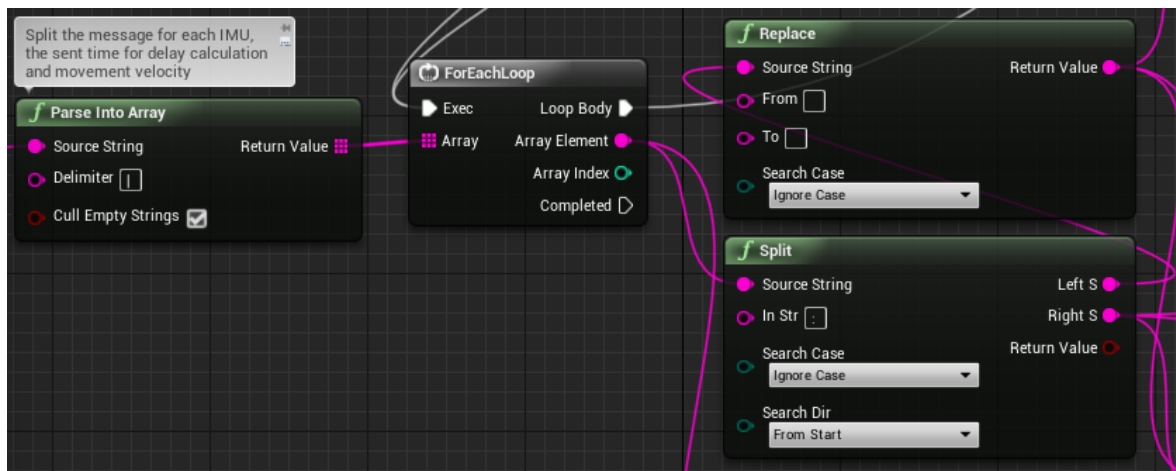


Figura B.4: Função AcquireIMUData - Parte 3. Após a remoção dos caracteres desnecessários, é feita a separação de cada parte da mensagem a partir do caractere identificador '|'. Dessa forma, a mensagem é dividida em um *array* de *strings* ASCII. Cada *string* do *array* também possui outro caractere identificador ':', sendo que à esquerda deste identificador é a chave desta parte da mensagem e à direita do identificador. Na parte esquerda da *string*, ou seja, na chave são eliminados os caracteres de espaço e ele é convertido par um número inteiro. Se o número da conversão da chave for diferente de zero, é tratado como o número de uma IMU, caso contrário é considerado que não é um número, ou seja, é algo diferente dos dados de uma IMU.

Fonte: Preparado pelo autor

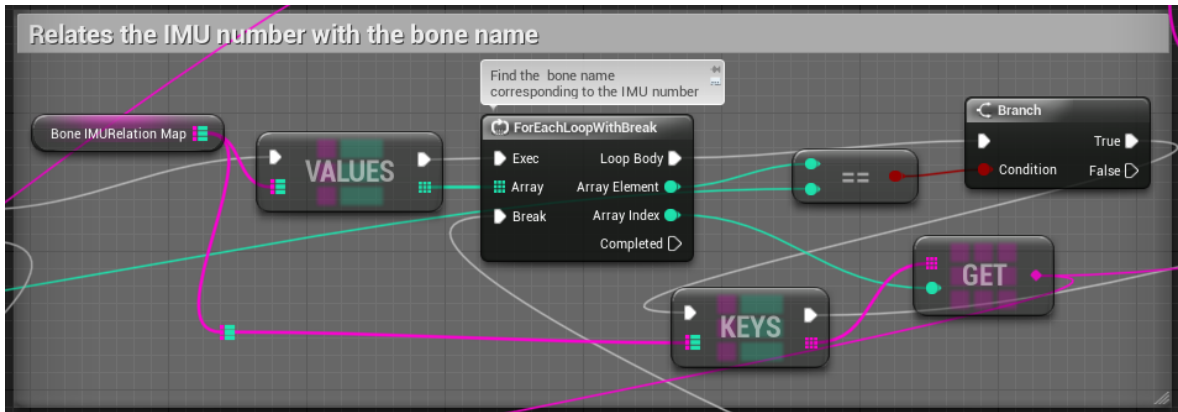


Figura B.5: Função AcquireIMUData - Parte 4. Caso a chave indique que é o número é diferente de zero, será feita a comparação entre este número com a relação entre números e partes do avatar definida pela variável BoneIMURelation Map.

Fonte: Preparado pelo autor

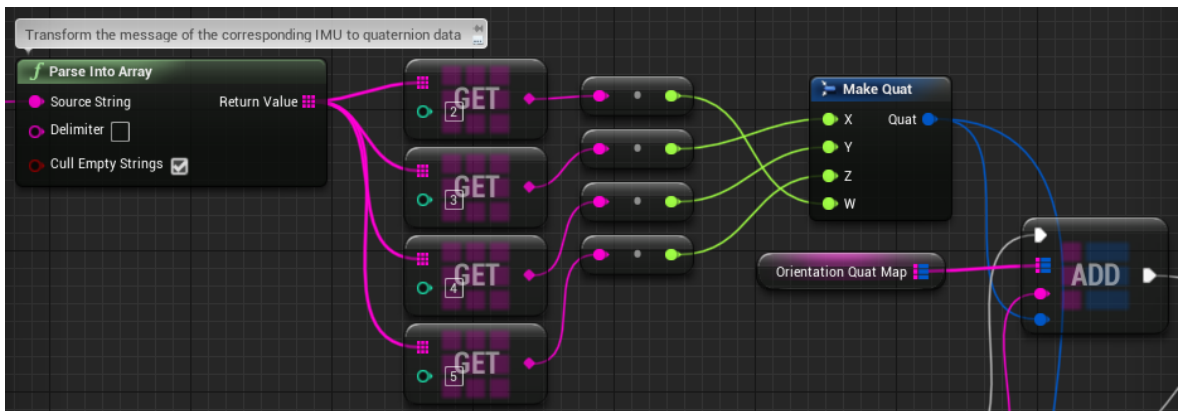


Figura B.6: Função AcquireIMUData - Parte 5. Caso o número da chave esteja em um dos elementos a variável BoneIMURelation Map, o valor correspondente da chave (parte direita do trecho da mensagem) é separado em outro *array* de *strings* utilizando os espaços como caracteres delimitadores. Os elementos 2, 3, 4 e 5 deste novo *array* de *strings* são convertidos individualmente em números do tipo *float* para compor o quatérnio que representa a orientação da IMU. Este quatérnio então é salvo como valor de um elemento da variável OrientationQuatMap, cuja chave é o nome correspondente visto em BoneIMURelation Map.

Fonte: Preparado pelo autor

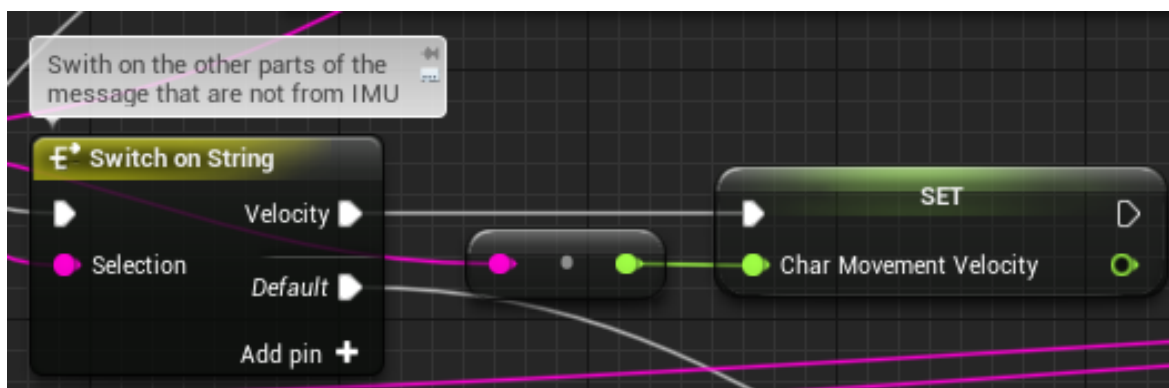


Figura B.7: Função AcquireIMUData - Parte 6. Caso a chave do trecho da mensagem não seja um número, a única implementação de informação a ser armazenada é a da velocidade calculada. Então, se a chave for identificada como ‘Velocity’, o valor desta chave será convertido para um número *float* e armazenado na variável CharMovement-Velocity, que será utilizada para definir a velocidade de deslocamento do avatar. Caso o protocolo de comunicação seja expandido, as novas chaves podem ser adicionadas no *switch* com os respectivos decodificação e tratamento dos dados implementados em seguida.

Fonte: Preparado pelo autor

Bone IMURelation Map		8 Map elements
upperLeftLeg	1	▼
lowerLeftLeg	2	▼
upperRightLeg	3	▼
lowerRightLeg	4	▼
upperLeftArm	5	▼
lowerLeftArm	6	▼
upperRightArm	7	▼
lowerRightArm	8	▼

Figura B.8: Variável BoneIMURelation Map. Seus valores são definidos antes da execução da aplicação VR e indicam a relação entre os números das IMUs com os nomes das partes correspondentes do avatar para realizar o rastreamento. Foram definidas 8 partes possíveis para se fazer o rastreamento dos braços e das pernas. Essa relação também pode ser utilizada pelas IMUs virtuais.

Fonte: Preparado pelo autor