

CAUÊ CONTERNO BARREIRA

FABIANA LEAL DIAS RIBEIRO SANTOS

WALKinect - Sistema de análise de marcha baseado no sensor de movimento Kinect para avaliação de tratamentos de reabilitação

Monografia final apresentada à Escola Politécnica da Universidade de São Paulo para a obtenção do título de Engenheiro Mecatrônico

CAUÊ CONTERNO BARREIRA

FABIANA LEAL DIAS RIBEIRO SANTOS

WALKinect - Sistema de análise de marcha baseado no sensor de movimento Kinect para avaliação de tratamentos de reabilitação

Monografia final apresentada à Escola Politécnica da Universidade de São Paulo para a obtenção do título de Engenheiro Mecatrônico

Área de Concentração:

Engenharia Mecatrônica

Orientador:

Prof. Dr. Fabrício Junqueira

Este relatório é apresentado como requisito parcial para obtenção do grau de Engenheiro Mecatrônico na Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. É o produto do meu próprio trabalho, exceto onde indicado no texto. O relatório pode ser livremente copiado e distribuído desde que a fonte seja citada.

CAUÊ CONTERNO BARREIRA
SANTOS

F ABIANA LEAL DIAS RIBEIRO

RESUMO

Nesse trabalho foi feito o uso do sensor de movimento Microsoft Kinect para auxiliar tratamentos de reabilitação de marcha. Há uma grande demanda desse tipo de terapia para pacientes com perda de autonomia na execução de tarefas cotidianas. Estudos revelam uma relação direta entre o declínio cognitivo e o aumento no risco de queda. Dentro das limitações dos tratamentos podemos citar: a restrição do espaço físico, que impossibilita a análise de uma marcha contínua, e a ausência de métricas coerentes e confiáveis para avaliação do progresso dos tratamentos de marcha. Como solução, a utilização de uma esteira pode superar a limitação de espaço e o sensor Kinect - considerado um dispositivo não intrusivo, de baixo custo e com resultados comparáveis a sistemas comerciais similares de alto custo - é capaz de realizar a captura dos movimentos do corpo humano de modo confiável. Sendo assim, a solução proposta no trabalho é a implementação de um sistema de sensoramento composto pelo Kinect e por uma esteira, que seja capaz de mensurar o desempenho de pacientes antes e após os tratamentos fisioterápicos de marcha. O sistema conta com uma ferramenta de análise de marcha que emite um relatório com os parâmetros relevantes para avaliação do tratamento pelo terapeuta. O trabalho é realizado em conjunto com o Departamento de Fonoaudiologia, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade de São Paulo.

ABSTRACT

This graduation project uses Microsoft Kinect sensor to help gait rehabilitation treatments. There is a great demand for this type of therapy for patients who have lost their ability to do routine tasks by themselves. Studies show a direct relationship between cognitive decline and fall risks increase. Among its limitations, there are physical space restriction that inhibits a continuous gait analysis, and the absence of consistent metrics to measure and evaluate physiotherapy treatments improvements. Besides that, a treadmill can overcome space restrictions. Kinect sensor - considered non-intrusive, low-cost and shows good results when compared with high costs commercial systems - is able to integrate the human movements. The solution suggested in this thesis is to combine the Kinect sensor with a treadmill to implement a monitoring system able to measure patient's performance before and after gait physiotherapy treatments. The system has a gait analysis tool able to export a data report containing gait parameters to help evaluate therapist treatments. This work has been done with the Physical Therapy Department from Faculty of Medical Science of University of São Paulo.

Sumário

RESUMO.....	4
ABSTRACT	5
1. Introdução	8
2. Objetivos.....	9
Primário	9
Secundário	9
3. Metodologia	9
4. Revisão Bibliográfica.....	10
5. PROJETO	15
1. Especificações de Projeto	15
Requisitos do Sistema.....	15
Arquitetura do Software – WALKinect Data.....	17
Estrutura da Ferramenta de Análise – WALKinect Report	23
6. Implementação.....	28
Etapa I – Reconhecimento de esqueleto.....	28
Funcionalidades implementadas:.....	28
Definição das juntas a serem analisadas.	28
Verificação das medidas de comprimento obtidas pelo Kinect.	29
Etapa II – Reconhecimento de apenas um indivíduo	29
Funcionalidade implementada	29
Testes de posicionamento.....	30
Sessões de fisioterapia	30
Etapa III – Configuração de testes para validação com o sistema de câmeras.....	31

Limitações físicas	31
Funcionalidades implementadas	32
Etapa IV – Experimentos Iniciais.....	32
Simulações	32
Funcionalidade implementada:.....	32
Etapa IV – Automatização e Layout.....	32
Funcionalidade implementada	32
7. Análise de Marcha	34
8. Testes.....	45
Configuração.....	45
Protocolo de Teste.....	45
Descrição	45
9. Validação	46
Análise Estatística	47
PRIMEIRA HIPÓTESE	49
SEGUNDA HIPÓTESE	52
TERCEIRA HIPÓTESE.....	55
Análise de Erros	57
10. Resultados	59
11. Conclusão.....	65
12. Bibliografia.....	65
[35] CAREN – Computer Assisted Rehabilitation Environment. Disponível em: < http://www.motekmedical.com/products/caren/ >. Último acesso em 13 de junho de 2015.	69

1. Introdução

Uma das grandes queixas de pessoas com deficiências motoras – seja por acidente, envelhecimento e/ou doença neurodegenerativa – quando procuram tratamentos de fisioterapia é a perda de autonomia na execução de tarefas cotidianas.

De acordo com [1], o envelhecimento da população mundial traz problemas relacionados à perda da capacidade de andar de maneira independente. Esse fator tem relação direta com o aumento do risco de queda, o que pode trazer graves consequências para a saúde da população idosa.

Outro grupo que merece destaque são os indivíduos que sofrem da Doença de Parkinson. Segundo [2], a ocorrência desse distúrbio é de 1% na população acima de 60 anos; e 20% da população acima de 80 anos possui Doença de Parkinson associada com distúrbios de marcha. O estudo [3] mostra uma relação direta entre o declínio cognitivo e alterações da marcha com o aumento de risco de queda, influenciando negativamente a capacidade de execução de atividades rotineiras de maneira independente.

A reabilitação consiste na execução de tarefas motoras com a finalidade de recuperar o máximo dos movimentos do paciente. O caráter repetitivo desse tipo de exercício, apesar de ser o ponto chave para o sucesso do tratamento, pode torná-lo extenuante para o paciente. Dessa forma, a eficiência do tratamento recai também sobre o aspecto motivacional [4].

Uma estratégia promissora é a associação do treinamento motor ao cognitivo, permitindo assim um aumento na eficiência dos programas de prevenção dos prejuízos de funcionalidades. Zimmerli, L., *et al.* [5] desenvolveram um trabalho de reabilitação usando uma prótese e um ambiente virtual como forma de aumentar a interatividade, provando-se um aumento da atividade físico-motora do paciente quando comparada à reabilitação tradicional.

A inclusão desse tipo de tecnologia no contexto da reabilitação vem trazendo benefícios perceptíveis. Em [13], os autores acreditam que o sistema Kinect da Microsoft é uma solução clínica de baixo custo para acesso doméstico para pessoas com doença de Parkinson. Em [14], pesquisadores desenvolveram o *Kinerehab*, sistema baseado no Kinect para auxiliar no tratamento de reabilitação de pacientes com atrofia muscular e paralisia cerebral. Os resultados mostraram que os dois participantes do experimento tiveram aumento nos índices de motivação e uma consequente melhora em desempenho durante as fases do tratamento em que foi utilizado o sistema com o Kinect.

O escopo desse trabalho consiste em propor um sistema integrado de análise de marcha e avaliação de pacientes antes e após tratamentos de fisioterapia. Para isso, foi adotado o uso de uma esteira elétrica para possibilitar um software usando o sensor Kinect para aquisição de dados do paciente, uma esteira elétrica como solução de

espaço para avaliação de marcha contínua e uma ferramenta de análise de marcha com algoritmos de cálculo de parâmetros foi desenvolvidos.

2. Objetivos

Primário

- Projetar um sistema de análise de marcha, utilizando o sensor Microsoft Kinect, que auxilie terapeutas na avaliação de tratamentos de reabilitação motora através da medição do progresso do paciente.

Secundário

- Desenvolver um produto não intrusivo e de fácil uso.
- Desenvolver um produto que seja baixo custo e que possa ser produzido em larga escala para que, num futuro próximo, atenda as demandas do sistema de saúde público brasileiro.

3. Metodologia

O objetivo do modelo espiral é prover um *metamodelo* que pode acomodar diversos processos específicos. Através da combinação das vantagens dos conceitos *top-down* e *bottom-up* e sua versatilidade em lidar com mudanças, uma adaptação dessa metodologia foi utilizada para a execução deste trabalho.

Prevendo a prototipação, o desenvolvimento evolutivo e cíclico, a metodologia adotada pode ser descrita nas seguintes partes:

Parte 1: Identificação do problema, aprofundamento no entendimento do problema, proposição de solução

Parte 2: Delimitação do projeto dentre várias opções possíveis

Parte 3: Implementação, Codificação, Validação e Testes

Parte 4: Refinamentos, Automatizações



Figura 1: Metodologia Espiral

4. Revisão Bibliográfica

Microsoft Kinect é um sensor de movimento que foi originalmente desenvolvido como parte integrante do console XBOX 360. No entanto, sua fácil integração com computadores pessoais e seu caráter *open source* o tornaram bastante popular, ganhando visibilidade dentro da comunidade independente de usuários. A inserção de novos desenvolvedores foi estimulada também pelo suporte dado pela Microsoft por meio da disponibilização de ferramentas intuitivas, como a Microsoft SDK. Esse ambiente de desenvolvimento disponibiliza diversos exemplos das funcionalidades do dispositivo [15].

O Kinect é constituído por uma câmera RGB com resolução de 1280x960 pixels com 30 *frames* por segundo, responsável pela captura de imagens coloridas; um emissor e um sensor de profundidade, ambos infravermelhos, que geram informações de profundidade por meio da distância medida entre o objeto e o dispositivo; um conjunto de quatro microfones e uma base móvel com motor (Fig. 2) [16].

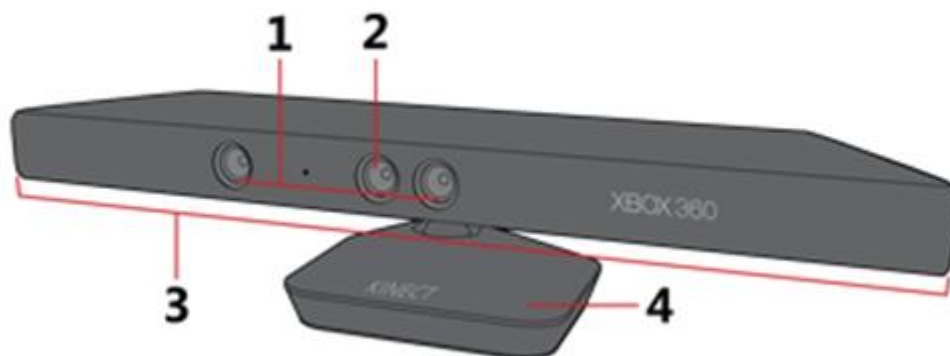


Figura 2: Kinect - (1) Sensores de profundidade, (2) Câmera RGB, (3) Microfones, (4) Base móvel. Retirado de [17]

Uma das funcionalidades característica do Kinect é a reconstrução do esqueleto de uma pessoa por meio da obtenção da posição de 20 juntas do corpo humano (*Fig. 3*).

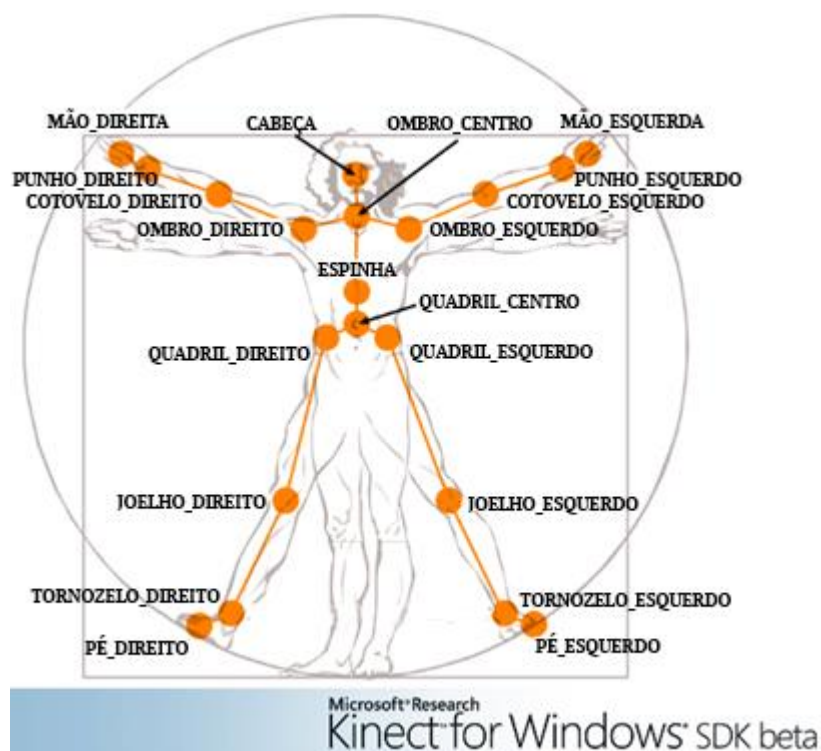


Figura 3: Modelo de esqueleto aproximado pelo Kinect, com 20 juntas. Retirado de [18].

Por meio desse reconhecimento corporal, é possível criar variadas interações usuário-máquina sem a necessidade de outros sensores ou dispositivos acoplados. Essa independência em relação a outros equipamentos torna o sistema mais acessível e de fácil adaptação.

Um aspecto que também contribui para o amplo uso do Kinect é sua facilidade de se integrar com ambientes de realidade virtual. Um exemplo disso é o *FAAST (Flexible Action and Articulated Skeleton Toolkit)* [19] capaz de associar o sistema sensorial do Kinect com aplicações ou jogos que não necessariamente foram desenvolvidos para receber entradas vindas de sensores de movimento.

Dessa forma, além de uma ferramenta utilizada no mundo dos *videogames*, o Microsoft Kinect pode ser encontrado em aplicações das mais diversas áreas, como por exemplo, manufatura virtual e tratamentos médicos.

Existe uma variedade de trabalhos publicados acerca de sistemas e tecnologias de análise de desempenho e obtenção de parâmetros de marcha. Lange [20] analisa o sistema Wii e cita a presença de um controle remoto como limitação para medir desempenho de exercícios de equilíbrio, ressaltando a possibilidade do usuário “trapacear” as medidas não precisas por meio de movimentos incompletos. Outro exemplo são os sistemas de detecção de movimentos humanos com acelerômetros tri-axiais citados pelos autores de [1].

Há também sistemas comerciais tridimensionais de captura de movimento, como os da empresa *Vicon*. Em geral, tais sistemas são compostos por um conjunto de câmeras de alta resolução e marcas refletivas. O sistema captura os movimentos e as informações são traduzidas pelo *software* de análise, construindo os modelos de acordo com a aplicação desejada [21, 22].

Apesar do sensor Kinect não ser tão acurado quanto essas tecnologias de medição de uso mais tradicional em laboratórios, ele apresenta erros desprezíveis de medição para um sistema de acompanhamento de movimento em termos de segmentação corporal, ângulos de juntas e posicionamento de pontos chaves do corpo [23]. Além disso, quando são levados em consideração aspectos como portabilidade, custo, facilidade de uso e nível de intrusão dos dispositivos (necessidade de acoplamentos ao usuário, por exemplo), a análise se torna favorável à escolha do Kinect [24].

Os participantes do estudo [25] responderam que um sistema ideal para monitoramento de marcha teria de ser não intrusivo e não causar nenhuma inconveniência para a pessoa monitorada. Em [26], o autor cita essa pesquisa e propõe um sistema capaz de medir parâmetros de marcha de forma contínua em atividades diárias. Isso traria informações valiosas para avaliação automatizada do risco de queda, detecção prematura de doenças e mudanças na saúde como um todo.

Stone e Skubic [27] utilizaram o Kinect para desenvolver um sistema para obter parâmetros temporais e espaciais de marcha. Os resultados obtidos foram comparáveis àqueles fornecidos pelo sistema comercial de captura de movimento *Vicon*, mais complexo e de alto custo. Descrevem também a redução significativa de requisitos computacionais que o sistema de imagem em profundidade presente no Kinect traz, potencializando ainda mais a redução de custos de projetos como esse.

Esse conjunto de características faz do Kinect uma eficiente alternativa de baixo custo para sistemas de captura de movimento em tempo real, sobretudo em aplicações de saúde [28, 20].

Dependendo da aplicação e de como o sistema como um todo está configurado, o Kinect pode apresentar alguns problemas de precisão. Além das situações em que há ruído considerável [27], um estudo de posicionamento do próprio sensor também deve ser levado em consideração na elaboração do projeto. O uso de esteiras na configuração do sistema, ou ainda a necessidade por parte do usuário de se utilizar de cadeira de rodas ou bengalas, dependendo da configuração desses elementos, pode fazer com que o usuário fique parcialmente obstruído. Dessa forma, as posições desejadas só poderiam ser calculadas apenas por meio da profundidade da imagem [29].

Outro desafio que envolve aplicações do Kinect é a diferença de acurácia do sensor para diferentes partes do corpo. O trabalho [23] analisou e comparou a acurácia do Kinect (Versão SDK 1.5) na identificação das juntas do corpo humano para posturas verticais e sentadas. Os resultados apresentaram erros menores para posturas verticais, quando comparados com posturas sentadas, e uma menor acurácia na identificação das juntas de membros inferiores do que para membros superiores.

A análise de marcha e o monitoramento de movimentos formam uma área relevante de pesquisa [30], e, portanto, a detecção dos membros inferiores também deve ser eficiente para o progresso dos tratamentos de reabilitação associados ao Kinect.

Considerando essas limitações, os autores de [23] usaram o Kinect para detectar padrões de desordens de movimentos de modo a identificar a doença de Parkinson e obtiveram 90% de acurácia. Dessa forma, a identificação das limitações do sistema possui relação direta com a obtenção de resultados acurados.

Em [1], o ponto médio dos membros inferiores de um robô para tratamentos de reabilitação assistida foi usado como base para detectar informações de marcha usando o Kinect. Para minimizar os erros de mediação dos parâmetros de marcha, os pesquisadores utilizaram o Modelo auto regressivo de médias móveis (*Autoregressive Moving Average Model - ARMA*, em inglês) combinado com o filtro de Kalman.

Já no trabalho [31], os autores apresentaram um método de obtenção dos parâmetros de marcha por meio de uma análise de juntas do corpo inteiro (e não somente dos membros inferiores) usando o Kinect. Uma máquina de estados foi configurada para identificar início e fim de cada fase da marcha. Para obter os parâmetros de marcha desejados, cada *frame* capturado pelo sensor era analisado juntamente com os dois anteriores e os dois posteriores. O centro de massa das juntas era localizado em cada *frame*, definindo assim a direção do movimento. A partir disso, era possível calcular parâmetros como velocidade e aceleração de marcha.

Os autores de [26] sugerem uma solução para o monitoramento contínuo de marcha, com equipamento não intrusivo, portátil e de baixo custo: um sistema de monitoramento assistido dentro da casa do paciente por sete meses baseado no Kinect. O Kinect foi posicionado em uma prateleira abaixo do teto logo acima da porta da frente de um dos cômodos. Devido à limitação de quatro metros para o Microsoft SDK, os autores dispensaram o uso da plataforma e do esqueleto fornecido pelo Kinect e trabalharam com os dados brutos, aumentando o alcance para oito metros. Para a identificação de caminhadas válidas, foram estabelecidos critérios de movimento: trajeto retilíneo de no mínimo 1,2 metros com velocidade mínima contínua de 12,7 cm/s. Para toda caminhada válida, parâmetros como velocidade, tempo e comprimento do passo foram calculados.

Problemas de obstrução das pernas e má segmentação impediram a extração de parte dos dados, e novos critérios foram estabelecidos para eliminar sequências inválidas.

Um importante aspecto que deve ser levado em consideração para sistemas de análise de marcha é a alteração nos padrões de comportamento de uma marcha patológica. Clark *et al.* [32] utilizaram o Kinect para avaliar características de marcha em pacientes que sofreram Acidente Vascular Encefálico (AVE). Os centros das juntas do calcanhar e do ombro eram utilizados como referência para o cálculo de parâmetros como comprimento e velocidade do passo. Esse cálculo era realizado tanto para o membro saudável como para o afetado pelo AVE. A diferença entre os resultados obtidos para os diferentes membros resultava num índice de assimetria, incorporando-se ao resultado final da avaliação do paciente.

Já o trabalho [2] buscava viabilizar um sistema para reabilitação de marcha de pessoas com doença de Parkinson usando o Kinect. Para isso, um modelo de Máquina de Estados Finitos para estudar os movimentos de caminhada foi proposto (*Fig. 5*). Em seguida, um melhor posicionamento foi estabelecido para o Kinect de modo a maximizar a acurácia na obtenção de dados. Em testes feitos em pessoas saudáveis, percebeu-se que a acurácia do Kinect, tanto na detecção quanto no acompanhamento das juntas, variou em conforme a posição fixada. Para minimizar os erros, esse trabalho escolheu estudar a fundo sobre a marcha e usar esse conhecimento em favor das análises. Por exemplo, a informação que o ciclo de marcha de pessoas saudáveis compreende 20% no *Apoio Duplo* e 80% no estado de *Apoio Simples* foi utilizada para melhorar a configuração da máquina de estados.

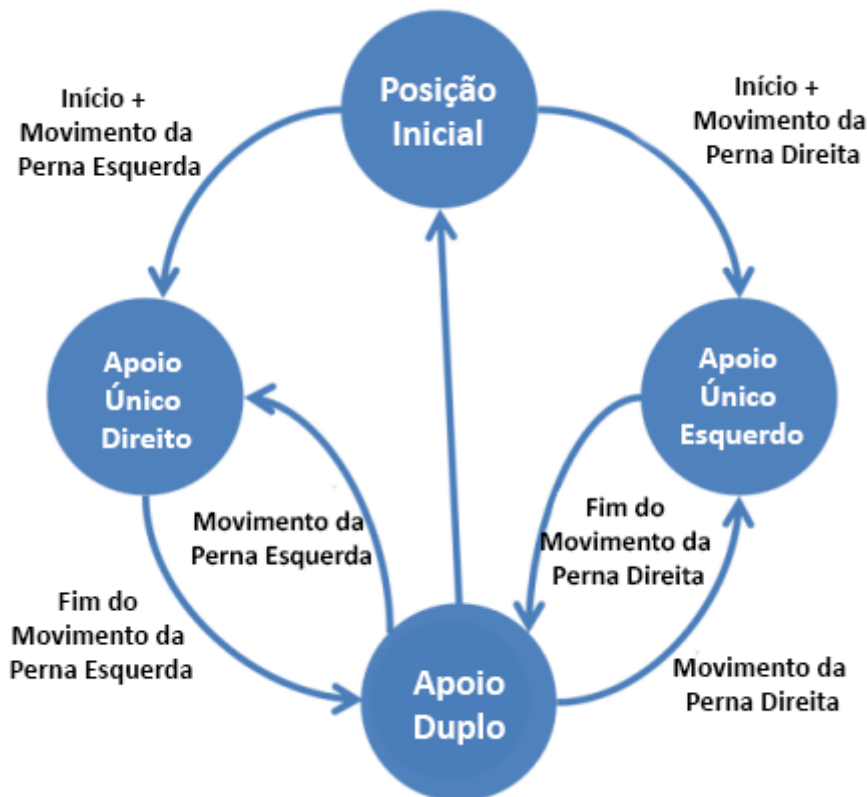


Figura 4: Implementação da Máquina de Estados. Traduzido de [2].

Em [33], pesquisadores desenvolveram um sistema de detecção de ciclos de marcha usando Kinect. No entanto, a análise de marcha é baseada numa detecção acurada de eventos como, por exemplo, o momento em que o calcanhar toca o solo. Essa região de contato pode ser interpretada de maneira equivocada pelo sistema de imagens de profundidade do Kinect. Para superar essa limitação, os pesquisadores assumiram que tal evento poderia ser estimado por meio das máximas distâncias entre as juntas dos joelhos ao longo do eixo longitudinal da caminhada. Para avaliar essa hipótese, os movimentos de 11 indivíduos saudáveis foram obtidos tanto por um sistema óptico-eletrônico quanto pelo Kinect. De acordo com os resultados obtidos, foi possível validar a existência da relação entre a máxima distância entre os joelhos e o toque do calcanhar no solo. Os autores ainda sugerem um futuro estudo para analisar como esse método se comporta para pessoas com marcha comprometida, uma vez que essa relação entre a posição dos joelhos e do calcanhar pode não ser muito clara.

A limitação do espaço físico é uma das importantes oportunidades de melhorias para sistemas de análise de marcha. O *Geo Gait System* utiliza plataformas móveis no local de apoio de cada perna para suprir essa necessidade. Outros sistemas comerciais como LOKOMAT [24, 34] e *CAREN (Computer Assisted Rehabilitation Environment)* [35] utilizam uma esteira para possibilitar que o usuário realize uma marcha contínua.

Por tudo isso, a associação do sensor de movimento Kinect a uma esteira possibilita o desenvolvimento de um sistema de baixo custo, livre da limitação de espaço físico, comunicável com um ambiente de Realidade Virtual e capaz de fornecer os parâmetros de desempenho importantes para um treinamento de reabilitação de marcha.

5. PROJETO

Reunindo as informações fundamentais resultantes da análise do problema, as especificações do projeto foram definidas para de acordo com as propriedades e funções necessárias para atingir os objetivos do trabalho.

1. Especificações de Projeto

Requisitos do Sistema

- Implementar uma solução de baixo custo;
- Solucionar a limitação de espaço possibilitando avaliação de marcha contínua;
- Fornecer parâmetros relevantes para avaliação de marcha, tais como simetria e comprimento de passo;
- Permitir que o terapeuta auxilie o paciente durante a sessão sem que a sua presença interfira na detecção dos movimentos.

Delimita-se o projeto da seguinte maneira:

- O sensoriamento será feito pelo *Microsoft Kinect*, solução não intrusiva e de baixo custo com resultados comparáveis a sistemas comerciais de alto custo [13,20];

- O sistema desenvolvido deverá ser capaz de mensurar o desempenho de pacientes com perda de autonomia por meio do cálculo de parâmetros de marcha;
- Uma esteira será utilizada para superar a limitação de espaço em treinamentos de marcha contínua.

Casos de Uso do Sistema

Como mostra a *Figura 5*, o sistema WALKinect possui um total de 12 casos de uso. Seu único ator é o Terapeuta, responsável por todo o direcionamento da sessão e da posterior análise dos dados.

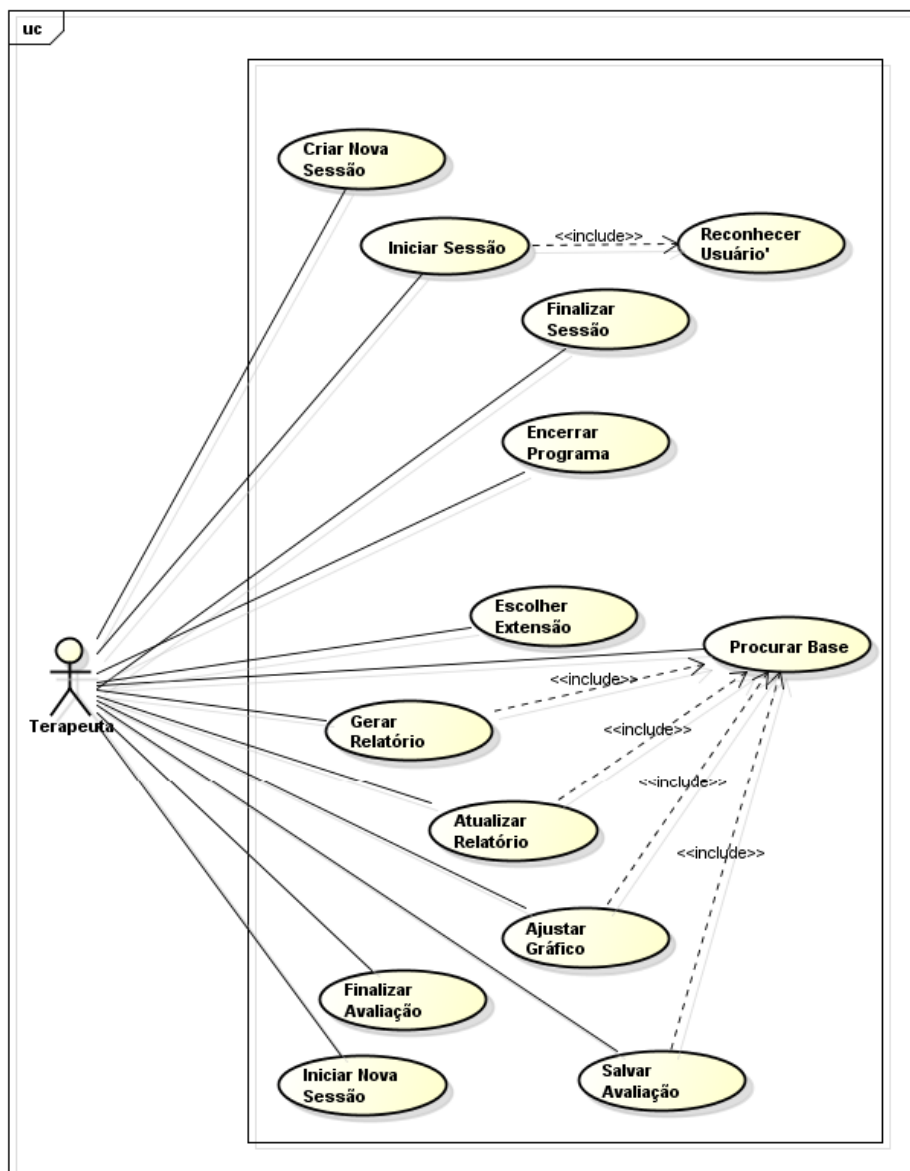


Figura 5 - Casos de Uso do Sistema WALKinect

Caracterização da solução

O WALKinect é um sistema de análise de marcha contínua, baseado no sensor Microsoft Kinect. É composto por uma esteira elétrica e dois subsistemas:

- **WALKinect Data**

Os casos de uso relativos ao software de captura são: *Criar Nova Sessão, Reconhecer Usuário, Iniciar Sessão, Finalizar Sessão, Encerrar Programa*. Representam o funcionamento do sistema durante os testes do usuário sob a esteira, registrando as informações necessárias para serem processados pelo WALKinect Report posteriormente.

- **WALKinect Report**

Os casos de uso relativos a ferramenta de análise são: Escolher Extensão, Procurar Base, Gerar Relatório, Atualizar Relatório, Ajustar Gráfico, Salvar Avaliação, Finalizar Avaliação e Iniciar Nova Sessão. Representam o funcionamento do sistema durante o processamento e análise de resultados dos dados obtidos pelo WALKinect Data.

Arquitetura do Software – WALKinect Data

Descrição dos casos de uso

As tabelas a seguir descrevem as características de cada Caso de Uso do WALKinect Data, bem como seu fluxo de eventos.

Tabela 1: Descrição do Caso de Uso "Criar Nova Sessão"

Criar Nova Sessão

Objetivo:	Verificar os requisitos iniciais do sistema para habilitar o início da sessão do treinamento e inicializar o arquivo de saída.
Atores:	Terapeuta
Pré-Condições:	Programa Carregado.
Fluxo de Eventos:	FLUXO BÁSICO <ol style="list-style-type: none">1. <i>Software</i> exibe tela inicial.2. <i>Software</i> verifica se requisitos do sistema foram atendidos.3. Inicializa as variáveis para o cálculo dos parâmetros de marcha – velocidade e simetria.4. A caixa de diálogo de arquivo é exibida para a escolha de diretório e nome para o arquivo de saída.5. <i>Software</i> habilita a funcionalidade “Iniciar Sessão” do sistema.6. O reconhecimento de apenas um único usuário é habilitado.

FLUXO ALTERNATIVO

Requisitos iniciais não foram satisfeitos.

7. *Software* exibe mensagem de erro: “Sensor Não Conectado. Reiniciar o programa.”.
8. *Software* exibe a tela inicial.

Diretório e/ou nome do arquivo de saída inválidos.

9. *Software* exibe mensagem de erro: “Diretório ou nome do arquivo inválidos.”.
10. A caixa de diálogo de arquivo é exibida para uma nova escolha de diretório e nome para o arquivo de saída.

Pós-Condições: Requisitos de sistema atendidos.
Arquivo de saída inicializado.

Tabela 2: Descrição do Caso de Uso "Reconhecer Usuário"

Reconhecer Usuário

Objetivo: Reconhecer as juntas do paciente para servir como referência para o sistema.

Atores: Terapeuta

Pré-Condições: Sessão Iniciada

Fluxo de Eventos: FLUXO BÁSICO

1. Verifica comunicação com o Kinect.
2. Executa algoritmo de reconhecimento de juntas.
3. Executa algoritmo de rastreamento do usuário mais próximo do sensor.
4. Exibe na tela a representação gráfica do usuário rastreado.
5. Habilita a funcionalidade “Iniciar Sessão” do sistema

FLUXOS ALTERNATIVOS

Falha na comunicação do Kinect com o sistema.

1. *Software* exibe mensagem de erro “Falha na comunicação com o Kinect” até conexão ser reestabelecida.

Pós-Condições: Usuário rastreado está apto a iniciar a sessão.

Tabela 3: Descrição do Caso de Uso "Iniciar Sessão"

Iniciar Sessão

Objetivo:	Registrar informações sobre as juntas do usuário rastreado.
Atores:	Terapeuta
Pré-Condições:	Usuário rastreado com sucesso.
Fluxo de Eventos:	FLUXO BÁSICO
	<ol style="list-style-type: none">1. Cronômetro da sessão é disparado2. Coordenadas das juntas do usuário rastreado são exibidas na tela e gravadas no arquivo de saída da sessão.

Tabela 4: Descrição do Caso de Uso "Finalizar Sessão"

Finalizar Sessão

Objetivo:	Finalizar a gravação de informações da sessão vigente.
Atores:	Terapeuta
Pré-Condições:	Sessão iniciada.
Fluxo de Eventos:	FLUXO BÁSICO
	<ol style="list-style-type: none">1. Cronômetro da sessão é zerado.2. O arquivo de saída é fechado.3. O reconhecimento de apenas um único usuário é desabilitado.4. Exibição das informações gráficas do usuário rastreado é desabilitada.
Pós-Condições:	Sessão finalizada.

Tabela 5: Descrição do Caso de Uso "Encerrar Programa"

Encerrar Programa

Objetivo:	Desabilitar as funcionalidades do sistema
Atores:	Terapeuta
Pré-Condições:	Sessão iniciada.
Fluxo de Eventos:	FLUXO BÁSICO
	<ol style="list-style-type: none">A. <i>Software</i> desabilita todas as funcionalidades do sistema e retorna para encerra a aplicação.
Pós-Condições:	Programa finalizado.

Diagramas de atividades

Os diagramas a seguir ilustram a relação de cada caso de uso com seus respectivos métodos.

Criar Nova Sessão

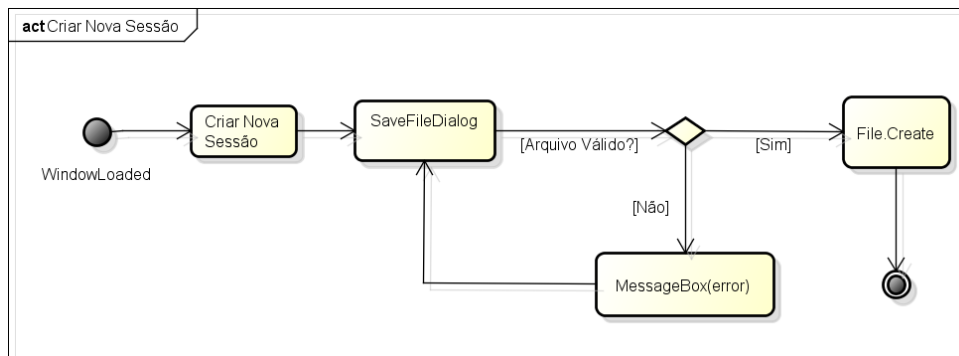


Figura 6 - Diagrama de atividade - Criar Nova Sessão

Métodos relacionados

`private void WindowLoaded(object sender, RoutedEventArgs e)`

- Configura o layout da tela inicial.

`private void CriaSessão()`

- Permite ao usuário escolher diretório e nome para o arquivo de saída da sessão e o inicializa.

Reconhecer Usuário

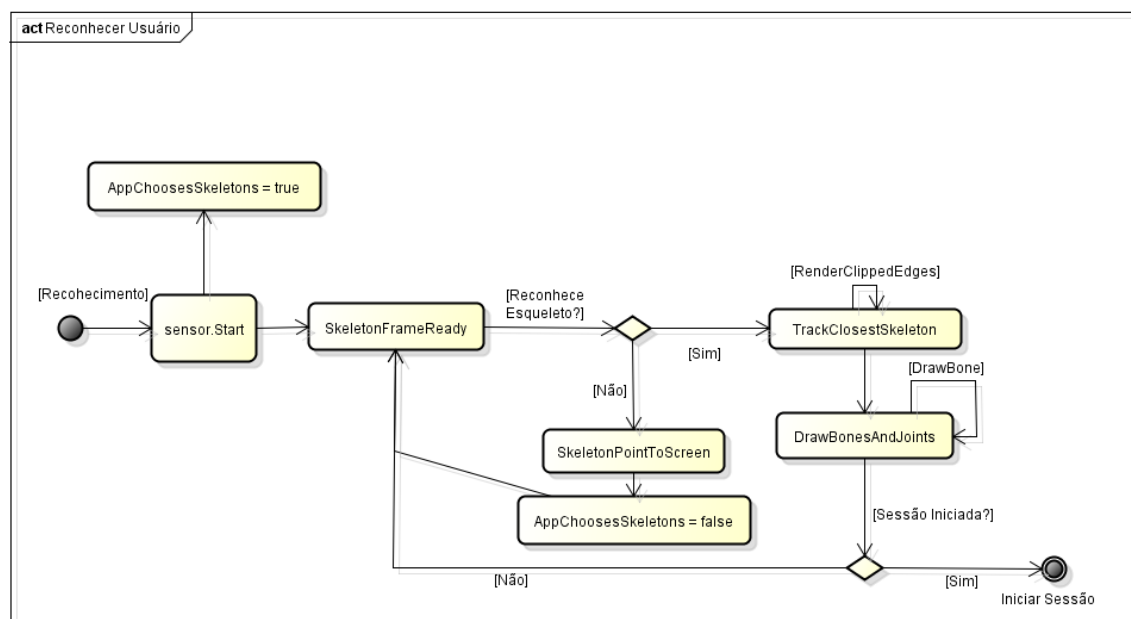


Figura 7 - Diagrama de atividade - Reconhecer Usuário

Métodos relacionados

`private void` Reconhecimento(`DrawingGroup` drawingGroup, `DrawingImagem` imageSource)

- Inicia o sensor Kinect e cria um *handler* para o evento *SensorSkeletonFrameReady* (chamado a qualquer momento que existir um novo *frame*).
- Projeta na tela as informações gráficas do esqueleto rastreado.

`private void` DrawBone(`Skeleton` skeleton, `DrawingContext` drawingContext, `JointType` jointType0, `JointType` jointType1)

- Acessa as posições das juntas *jointType0* e *jointType1*, pertencentes ao esqueleto *skeleton*, e desenha uma linha (que representa o osso) entre esses dois pontos na região definida por *drawingContext*.

`private void` DrawBonesAndJoints(`Skeleton` skeleton, `DrawingContext` drawingContext)

- Desenha todos os ossos e juntas do esqueleto *skeleton*, utilizando o método *DrawBone* para varrer todas as combinações.
- Ao acessar as juntas dos tornozelos, registra seus dados de posição no arquivo de saída.

`private static void` RenderClippedEdges(`Skeleton` skeleton, `DrawingContext` drawingContext)

- Quando o esqueleto rastreado *Skeleton skeleton* ultrapassa os limites físicos da região definida pela variável *drawingContext*, o método indica qual ou quais das extremidades foram ultrapassadas.

`private Point` SkeletonPointToScreen(`SkeletonPoint` skelpoint)

- Em caso de um esqueleto *skeleton* não ser rastreado com sucesso, o método mapeia a posição do esqueleto e o resume a um ponto no espaço.

`private void` SensorSkeletonFrameReady(`object` sender, `SkeletonFrameReadyEventArgs` e)

- Esse método é acionado toda vez em que um novo *frame* esteja disponível e executa todo o processamento das informações de transmissão e acesso a informações do esqueleto rastreado.

`private void` TrackClosestSkeleton(`Skeleton` skel)

- Ativa a propriedade *AppChoosesSkeletons* de um objeto da classe *KinectSensor*, permitindo assim rastrear e transmitir as informações de um esqueleto específico do tipo *Skeleton*.
- Escolhe o *skeleton* mais próximo do sensor Kinect para que seja o único a ser transmitido, ao menos que deixe de ser rastreado.

Iniciar Sessão

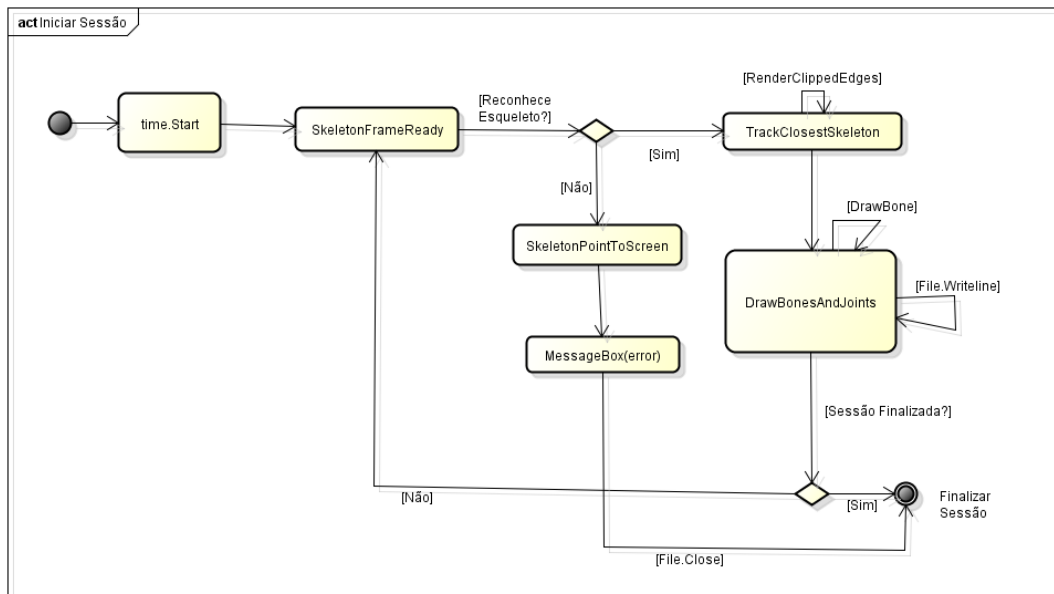


Figura 8 - Diagrama de atividade - Iniciar Sessão

Métodos relacionados

`private void Filter(double[] Coord[])`

- Método aplica um filtro nos dados referentes à posição das juntas do usuário rastreado, antes do processo de gravação no arquivo de saída da sessão.

Finalizar Sessão

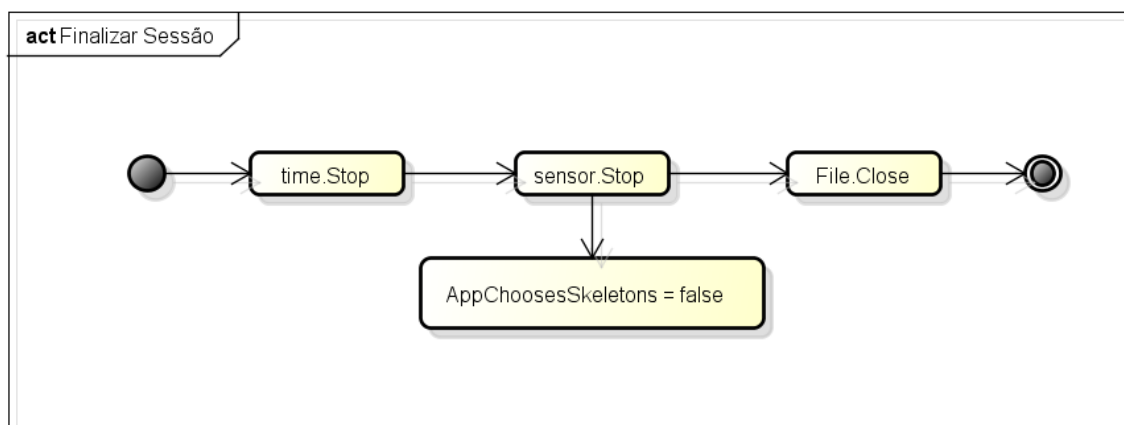


Figura 9 - Diagrama de atividade - Finalizar Sessão

Métodos relacionados

`private void` FinalizaSessao()

- Zera o cronômetro de sessão, desativa o sensor e reconfigura o layout de tela para iniciar nova sessão.

Encerrar Programa

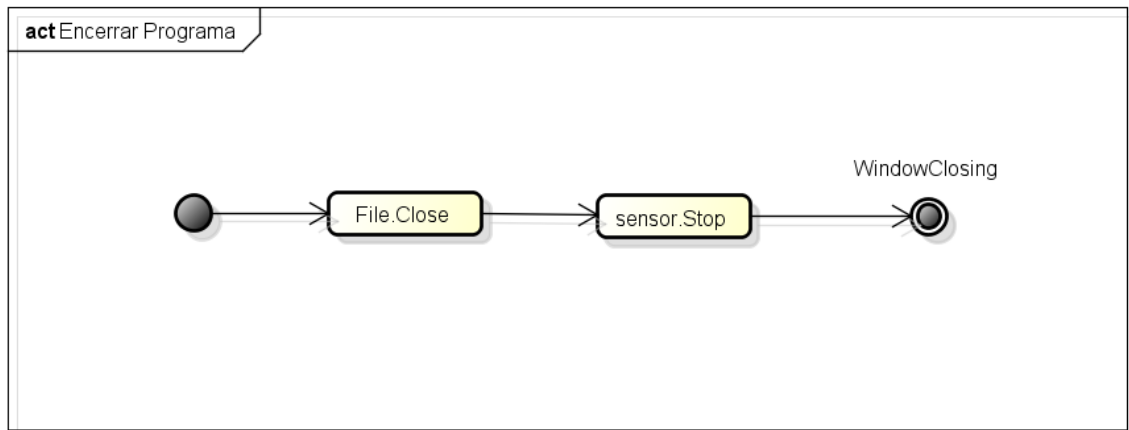


Figura 10 - Diagrama de atividade - Encerrar Programa

Métodos relacionados

`private void` WindowClosing(object sender, System.ComponentModel.CancelEventArgs e)

- Finaliza o sensor do tipo `KinectSensor`;
- Fechar todos os arquivos de saída gerados.

`private void` Encerrar()

- Fecha todos os arquivos de saída e encerra a aplicação.

Estrutura da Ferramenta de Análise – WALKinect Report

Para cálculo dos parâmetros propostos anteriormente uma ferramenta de análise e processamento de dados foi construída. Com o software Excel 2010 com a funcionalidade de Desenvolvedor habilitada, foi possível desenvolver uma estrutura consistente para a ferramenta, em linguagem VBA.

Fluxo de Atividades

Como descritos na *Figura 1* essa ferramenta fornece 7 casos de uso para o terapeuta após a sessão. É possível entender o fluxo de acontecimentos do programa na *Figura 8* abaixo.

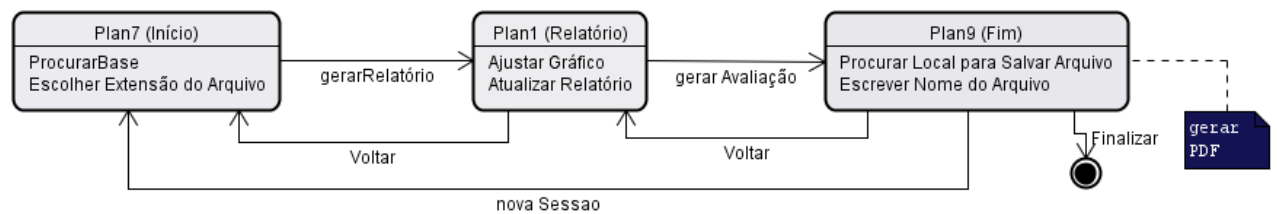


Figura 11 - Diagrama de telas - WALKinect Report

A *Plan7 (Início)* é a primeira tela do programa. O arquivo abre nessa tela, e ela fornece algumas possibilidades para o usuário: procurar a base a ser importada (gerada na sessão), escolher a extensão do arquivo (dentre *txt*, *csv* e *xlsx*) e gerar o Relatório.

A funcionalidade de *gerar Relatório* só executa corretamente se o usuário tiver escolhido uma base válida a ser importada. Caso contrário o programa mostra a seguinte mensagem de erro:

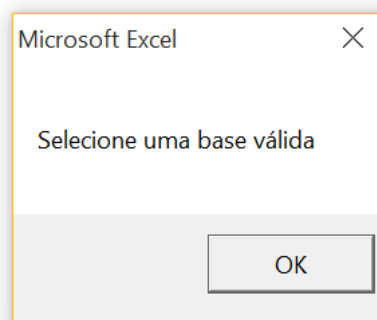


Figura 12 – Mensagem de Erro Tipo 1

Uma vez selecionado uma base válida e acionado o evento de gerar relatório o programa roda alguns algoritmos para cálculo dos parâmetros, variáveis de marcha e gráfico de caminhada, que serão mostrados na tela seguinte *Plan1 (Relatório)*, como mostrado na *tabela 6*.

AVALIAÇÃO DA SESSÃO				Desv.Pad [un]
Duração da Sessão:	54,96	-	[s]	
Distancia Percorrida:	79,73	-	[m]	
Velocidade Média:	5,22	-	[km/h]	
Passada Média (Stride):	1,29	0,022	[m]	
Passo Médio Esquerdo	0,63	0,013	[m]	
Passo Médio Direito	0,65	0,020	[m]	
Tempo Médio de Ciclo	861	20,80	[ms]	
Apoio Duplo:	206	32,00	[ms]	
Apoio Simples Esquerda:	341	20,40	[ms]	
Apoio Simples Direita:	340	22,90	[ms]	

# Ciclos de Marcha	61
Cadencia [passos/min]	135
Assimetria de Apoio Simples	0%
% DuploApoio/Tempo de Ciclo	24%
Passo Esquerdo/Direito	97%

Figura 13: Tabela deParâmetros

Assim, na segunda tela do programa torna-se possível ajustar os intervalos iniciais e finais, em milissegundos, considerados para cálculos de parâmetros, atualizar o relatório, ajustar o intervalo do gráfico e o gerar avaliação.

A funcionalidade de *gerar Avaliação* atualiza a *Plan5* (WALKinect Report) que representa a avaliação da sessão em formato PDF. Uma vez preenchidas todas as informações necessárias, a última tela é mostrada, caso contrário, a seguinte mensagem é mostrada:

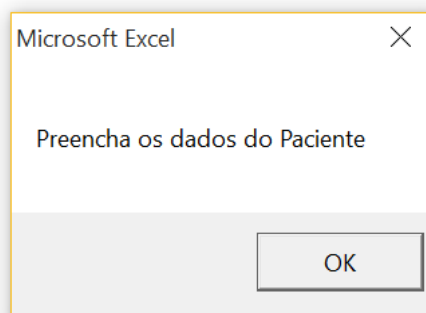


Figura 14: Mensagem de Erro Tipo 2

Figura 15 - Mensagem de Erro Tipo 2

A última tela *Plan9 (Fim)*, finalmente, possibilita o usuário escolher a pasta que pretende salvar a avaliação, escrever o nome para o arquivo e gerar o PDF.

A funcionalidade de *gerar PDF* publica o arquivo, em formato *.pdf*, com o nome escrito e salva no endereço escolhidos pelo usuário. Caso essas informações não tenham sido preenchidas corretamente, a seguinte mensagem de erro é mostrada:

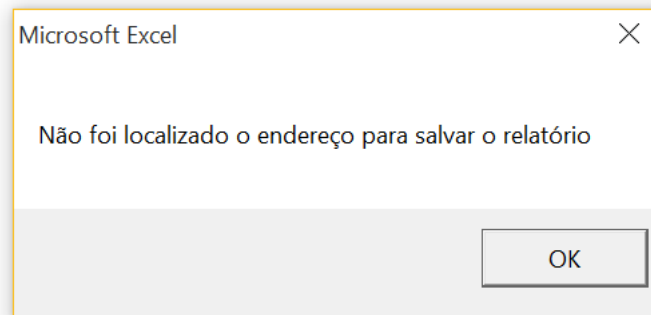


Figura 16 - Mensagem de Erro Tipo 3

Ao gerar o PDF com a avaliação da sessão, este abre na tela. O arquivo Excel continua aberto e o usuário pode escolher *Finalizar*, que salva e fecha a ferramenta, ou iniciar *Nova Sessão*, que reinicia alguns campos e direciona para a tela inicial.

Estrutura dos Métodos

A programação dos métodos foi agrupada em Módulos, definidos conforme a figura 12, tal que um método *void* é chamado de *Sub* e um método com tipo de retorno é chamado de *Function*.

As *Sub* são rotinas que devem estar associadas a eventos ou chamadas por outras rotinas, enquanto as funções podem ser usadas nas planilhas exatamente como as funções já existentes no *Excel* ou chamada por outras rotinas.

Módulo N
+ Function () : return type
+ Sub() : void

Figura 17 - Módulo N

Dessa forma, a ferramenta de análise WALKinect Report desenvolvida foi estruturada em quatro “Módulos”, descritos anteriormente.

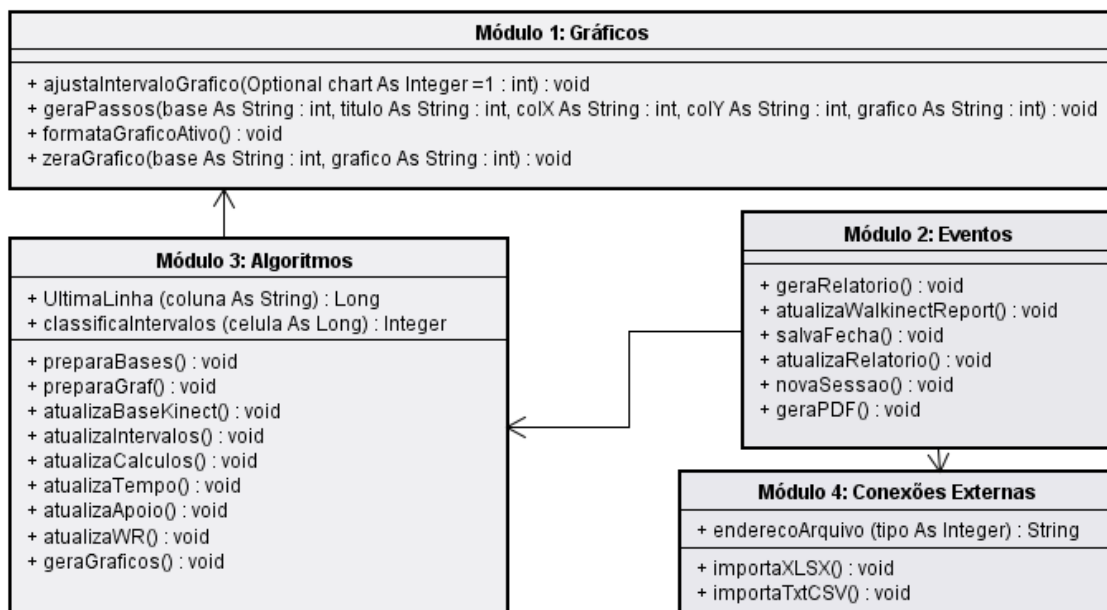


Figura 18 - Diagrama de Módulos

O Módulo 2 possui as rotinas chamadas por eventos. Cada rotina dessas agrupa rotinas do Módulo 3 (Algoritmos) e Módulo 4 (Conexões Externas) de forma a organizar o código e otimizar seu processamento. Uma das formas de otimizar seu processamento é desligando algumas funcionalidades dos softwares enquanto as rotinas de Algoritmos são executadas.

O Módulo 3 possui as rotinas e funções necessárias para processar os dados provindos do software de captura WALKinect Data. Sendo esse módulo responsável por preparar as bases, atualizar todos os cálculos necessários para obtenção das variáveis de sessão e parâmetros de marcha e gerar o gráfico representando a Caminhada obtida na sessão.

Para gerar o gráfico, as rotinas do Módulo 1 (Gráficos) são chamadas e organizadas na Sub *geraGraficos()*.

Estrutura de Planilhas

Em quatro das nove planilhas acontecem cálculos dos algoritmos responsáveis pela obtenção dos parâmetros de marcha (tabela 6).

A base de dados gerados na sessão é importada na *Plan2 (base_Kinect)*. Esta é atualizada através da Sub de Algoritmos *atualizaBaseKinect()*, que é responsável por classificar todos os intervalos da Caminhada (figura 19) gerando informações utilizadas por todas as outras planilhas, como mostrado no diagrama a seguir.

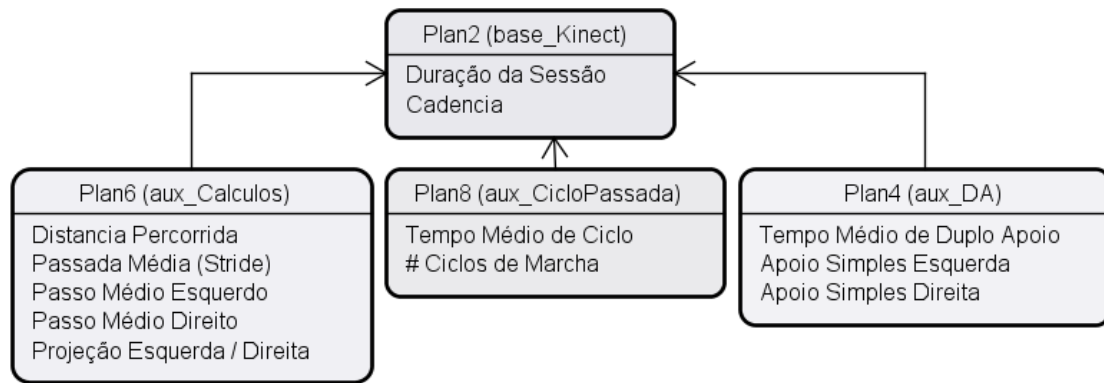


Figura 19 - Auxiliares de Cálculo

A *Plan6 (aux_Calculos)* é atualizada por meio da *Sub* rotina *atualizaCalculos()* e contém os cálculos dos parâmetros Distância Percorrida, Passada Média (*Stride*), Passo Médio Esquerdo, Passo Médio Direito, Projeção Esquerda e Projeção Direita.

A *Plan8 (aux_CicloPassada)* é atualizada por meio da *Sub* rotina *atualizaTempo()* e contém os cálculos dos parâmetros Tempo Médio de Ciclo e Número de Ciclos de Marcha.

A *Plan4 (aux_DA)* é atualizada por meio da *Sub* rotina *atualizaApoio()* e contém os parâmetros Tempo Médio de Duplo Apoio, Apoio Simples Esquerda e Apoio Simples Direita.

6. Implementação

O processo de implementação do software de captura WALKinect Data foi realizado em quatro etapas. Seguindo a metodologia de projeto espiral, cada etapa do processo tinha como objetivo corrigir erros anteriores e/ou incorporar novas funcionalidades. A descrição das etapas segue abaixo:

Etapa I – Reconhecimento de esqueleto

Funcionalidades implementadas:

- Exibir o esqueleto do indivíduo reconhecido na tela.
- Exibir na tela os valores das coordenadas das juntas do indivíduo.

Definição das juntas a serem analisadas.

Nos estudos de análise de marcha, os eventos do ciclo de marcha estão são definidos a partir do comportamento dos pés do indivíduo. No entanto, o Kinect apresenta uma pequena instabilidade para as juntas das extremidades do corpo humano (mãos e pés).

Dessa forma, os tornozelos foram escolhidos como base para os cálculos dos parâmetros de marcha do sistema.

Verificação das medidas de comprimento obtidas pelo Kinect.

Comprimento do passo: Foi medida a variação de posição da junta do tornozelo esquerdo em relação à junta do tornozelo direito.

- Deslocamento do usuário no eixo X do Kinect (*Fig. 20, direita*): apresentou um erro sistemático de aproximadamente 5% em relação à escala utilizada como referência. Esse erro não varia de acordo com a distância “a”, desde que o usuário se mantenha dentro da “zona ótima” do sensor (0.8m-4.0m, eixo Z do sensor).
- Deslocamento do usuário no eixo Z do Kinect (*Fig. 20, esquerda*): o erro apresentado é variável em relação à distância “a”, sendo maior quanto mais próximo do sensor estiver o usuário. Sua faixa de valores está entre 7 e 12%, aproximadamente.

Etapa II – Reconhecimento de apenas um indivíduo

O foco dessa etapa foi implementar a funcionalidade referente ao requisito “Terapeuta não ser fonte de interferência na captura do paciente.”.

Funcionalidade implementada

- Reconhecimento apenas do indivíduo mais próximo do Kinect.

Obs.: após o reconhecimento do primeiro indivíduo, o sistema passa a ignorar todos os outros indivíduos presentes na área de captura, desde que o caminho entre sensor e o primeiro indivíduo não seja bloqueado (*Fig. 16*).

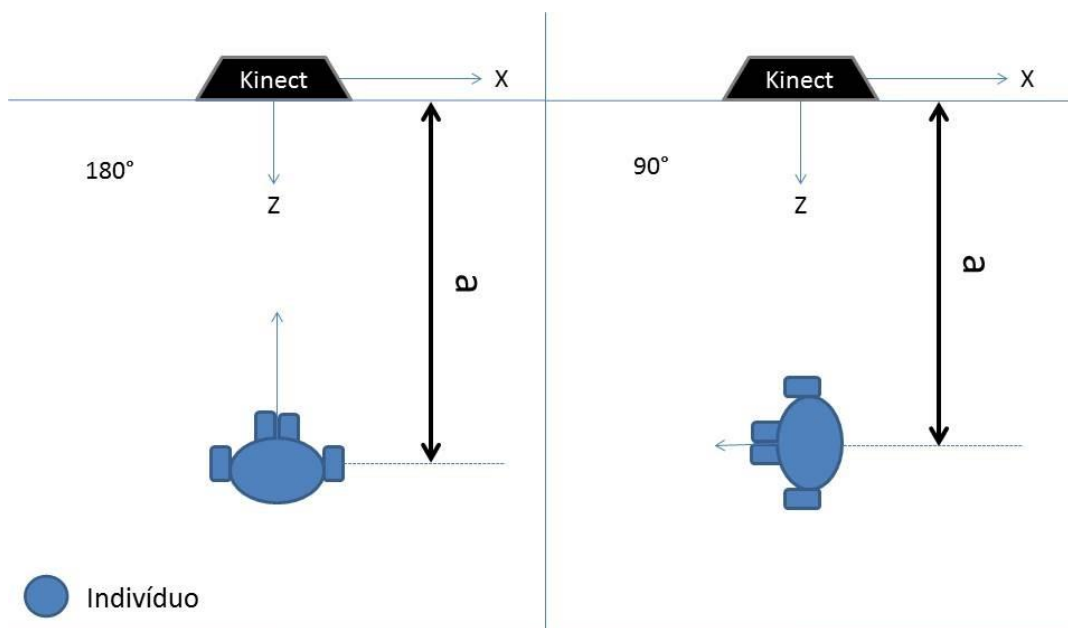


Figura 20 - Medição do comprimento do passo com usuário posicionado a 180° (esquerda) e a 90° (direita) em relação ao eixo Z do Kinect.

Testes de posicionamento

Foram realizados testes em dois posicionamentos:

- Usuário posicionado a 90° em relação ao eixo Z do Kinect (*Fig. 20, esquerda*);
- Usuário posicionado a 180° em relação ao eixo Z do Kinect (*Fig. 20, direita*).

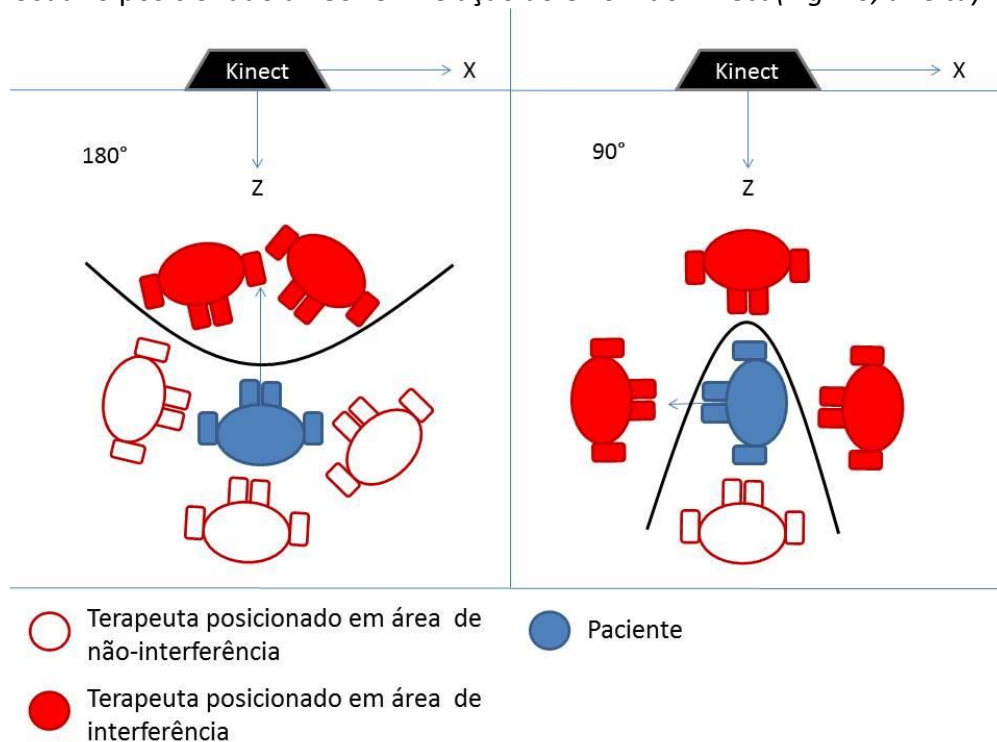


Figura 21 - Captação de um único usuário, posicionado a 180° (esquerda) e a 90° (direita) em relação ao eixo Z do Kinect.

Sessões de fisioterapia

Fase 1: Foi realizado o acompanhamento de sessões de fisioterapia que utilizam sensores de movimento para pacientes com perda motora. A equipe terapêutica expôs algumas queixas em relação ao uso do Kinect, sendo a principal delas em relação à dificuldade do terapeuta em auxiliar o paciente durante os exercícios. A presença do terapeuta próximo ao paciente interfere na captação dos movimentos pelo sensor. Além disso, o caráter estacionário da marcha desse tipo de tratamento (devido à limitação de espaço) reduz o grau de verossimilhança para com a realidade.

Fase 2: Foram realizados testes com pacientes acometidos por AVE a fim de verificar o comportamento do *software* de captura do WALKinect Data para marchas patológicas. A captura dos movimentos foi semelhante à observada para indivíduos saudáveis.

Etapa III – Configuração de testes para validação com o sistema de câmeras

Limitações físicas

A configuração física do Laboratório de Biomecatrônica da Escola Politécnica é voltada para testes realizados na esteira e com a captura pelo sistema de câmeras OPTI-TRACK. Dessa forma, existem algumas limitações físicas de posicionamento do Kinect. Para que um sistema não gerasse interferência no processo de aquisição de dados do outro, foi estabelecida uma nova configuração de teste, ilustrada na Figura 22.

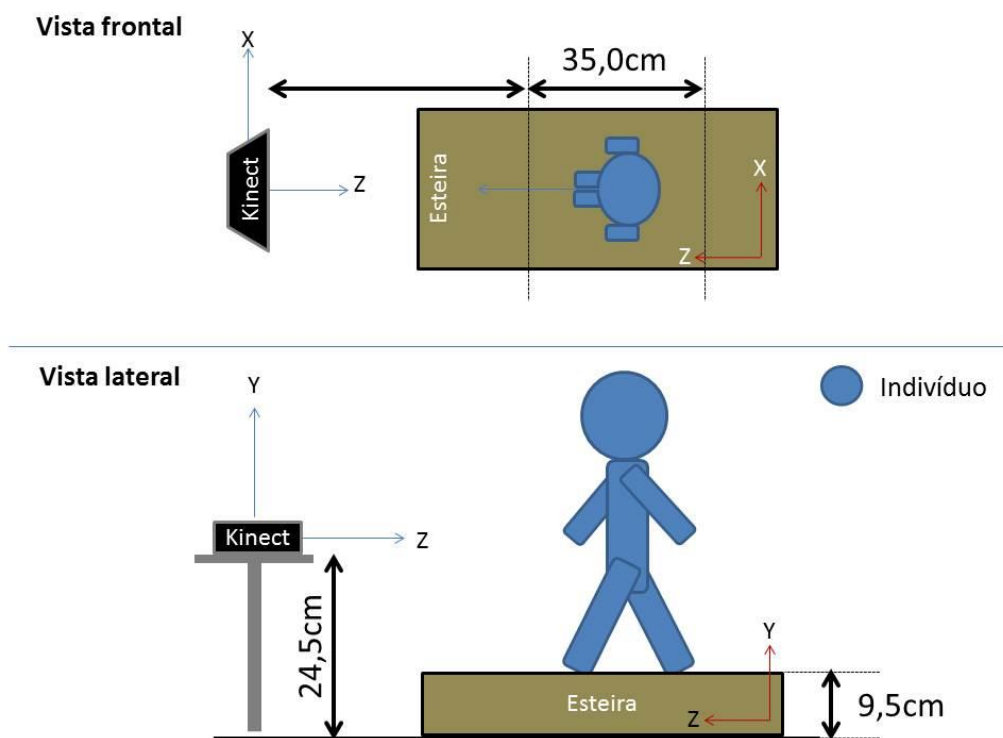


Figura 22 - Configuração Física de Testes (WALKinect + Câmeras)

Além do posicionamento do Kinect, também foi definida uma região “F” na esteira na qual o indivíduo deve se manter durante os testes.

Nessa etapa também foi iniciado o desenvolvimento da ferramenta de análise WALKinect Report para cálculo dos parâmetros de marcha e emissão de relatório de avaliação de indivíduo.

A ferramenta passou por três versões de aprimoramentos antes dos primeiros testes feitos com o sistema completo:

- **Versão 1** – definidos os algoritmos para todos os parâmetros, que eram atualizados manualmente.
- **Versão 2** – definidos os processos necessários para automatização da ferramenta e refinamento dos algoritmos.

- **Versão 3** - primeira automatização da ferramenta, com melhorias significativas de processamento.

Funcionalidades implementadas

- Cronômetro de sessão.
- Gravação dos dados em arquivos de saída.
- Ferramenta de análise de marcha WALKinect Report

Etapa IV – Experimentos Iniciais

Simulações

Foram realizados testes nos autores deste trabalho simulando diferentes comportamentos de marcha sob a esteira. Uma análise qualitativa foi feita variando os seguintes aspectos:

- Comprimento de passo: “curto”, “normal”, “longo”;
- Assimetria em z: “passo esquerdo maior que o direito”, “passo direito maior que o esquerdo”;
- Velocidade: “lento”, “normal”, “rápido”;

As respostas da Ferramenta de Análise WALKinect Report foram qualitativamente coerentes com as simulações.

No entanto, percebeu-se que o Kinect fornecia cerca de 15 a 20 registros idênticos para o mesmo instante de tempo. Dessa forma, um filtro foi incorporado ao software para diminuir o tempo de processamento e gerar uma base de dados mais concisa.

Funcionalidade implementada:

- Filtro para dados idênticos.

O protótipo desenvolvido nessas quatro fases de implementação foi a versão do sistema WALKinect utilizado na Fase de Testes.

Etapa IV – Automatização e Layout

Essa etapa consistiu na automatização e aprimoramento de Layout da ferramenta WALKinect Report assim como a introdução de uma interface amigável para o software de captura WALKinect Data.

Funcionalidade implementada

- Layout de fácil uso na ferramenta de análise WALKinect Report
- Automatização da ferramenta, melhoria de processamento

- Interface amigável para o software de captura WALKinect Data

Essa etapa aconteceu em paralelo aos testes feitos com sujeitos saudáveis.

7. Análise de Marcha

Define-se a função $Caminhada(t)$ como a diferença entre as posições da coordenada Z do tornozelo esquerdo e da coordenada Z do tornozelo direito, considerando o eixo de coordenadas da esteira (figura 23)

$$Caminhada(t) = Z(t)_{Esquerdo} - Z(t)_{Direito}$$

A partir da aquisição de dados do *WALKinect Data*, obtemos amostras das três coordenadas dos tornozelos esquerdo e direito, ao longo do tempo. Para definir a função Caminhada do Kinect, adotam-se as coordenadas locais no sensor, tal que:

Para Z^K coordenada Z do tornozelos (esquerdo ou direito) obtidas pelo sensor, tem-se

$$Z = -Z^K$$

$$Caminhada_K(T^K) = Z(T^K)_{Esquerdo} - Z(T^K)_{Direito} ,$$

onde T^K representa qualquer ponto da amostra na coordenada do tempo da aquisição de dados do sensor Microsoft Kinect

Uma caminhada simétrica é aquela na qual as distâncias máximas e mínimas são perfeitamente espelhadas, ao longo do tempo, como mostrado na figura abaixo. (Figura 23)

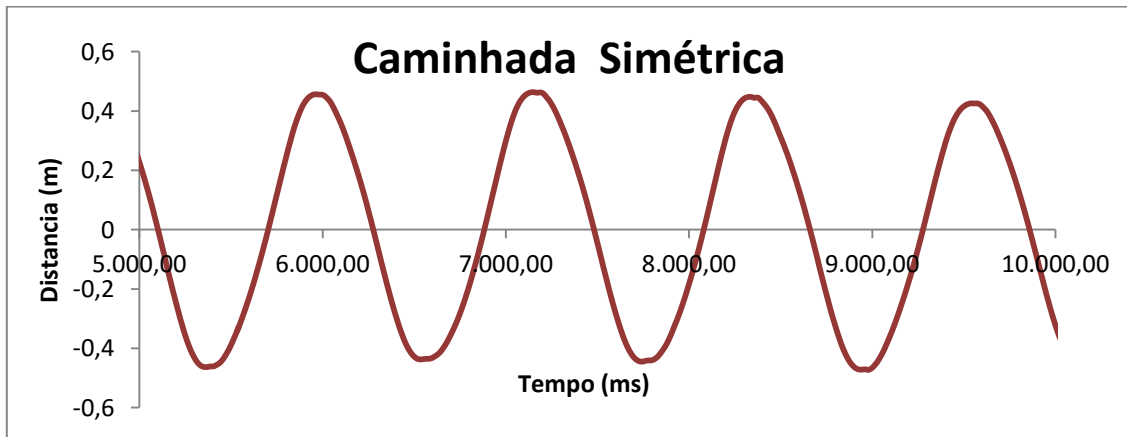


Figura 23 - Gráfico Caminhada Simétrica

Para entender melhor os acontecimentos físicos da curva teórica descrita, definem-se todos os intervalos de diferença entre dois zeros consecutivos da função $Caminhada(t)$.

Para isso, determinam-se todas as raízes T_n da função, tal que

$$T_n = t, \quad \text{para } Caminhada(t) = 0$$

O intervalo entre duas raízes consecutivas dessa função periódica é definido como

$$\Delta T_{\text{meioCiclo}}(n) = T_n - T_{n-1}$$

para $n = [1, N_r]$, sendo N_r = número de raízes de $\text{Caminhada}(t)$

Senso assim, N_r = número de $\Delta T_{\text{meioCiclo}}(n)$ dentro do período determinado da função.

Sejam $T^K_{(n-1)}$ e $T^K_{(n)}$ tempos consecutivos para a amostra $\text{Caminhada}_K(T^K)$, para calcular os intervalos de diferença entre dois zeros da função é necessário determinar todas as raízes T^K tal que $\text{Caminhada}_K(T^K) = 0$. Porém, como não é possível garantir a continuidade da amostra do Kinect, calculam-se as raízes para definição dos intervalos de meio ciclo da amostra da seguinte forma:

$T^K_{(n)}$ é considerado raiz da função $\text{Caminhada}_K(T^K)$, se e somente se,

$$\frac{\text{Caminhada}_K(T^K_{(n)})}{\text{Caminhada}_K(T^K_{(n-1)})} \leq 0, \quad \text{para } \text{Caminhada}_K(T^K_{(n-1)}) \neq 0,$$

Uma vez definidos todas as N_r raízes, pode-se classificar todos os intervalos de meio ciclo da amostra (figura 24), tal que

$$\Delta T_{\text{meioCiclo}}(n)^K = T^K_{(n)} - T^K_{(n-1)}$$

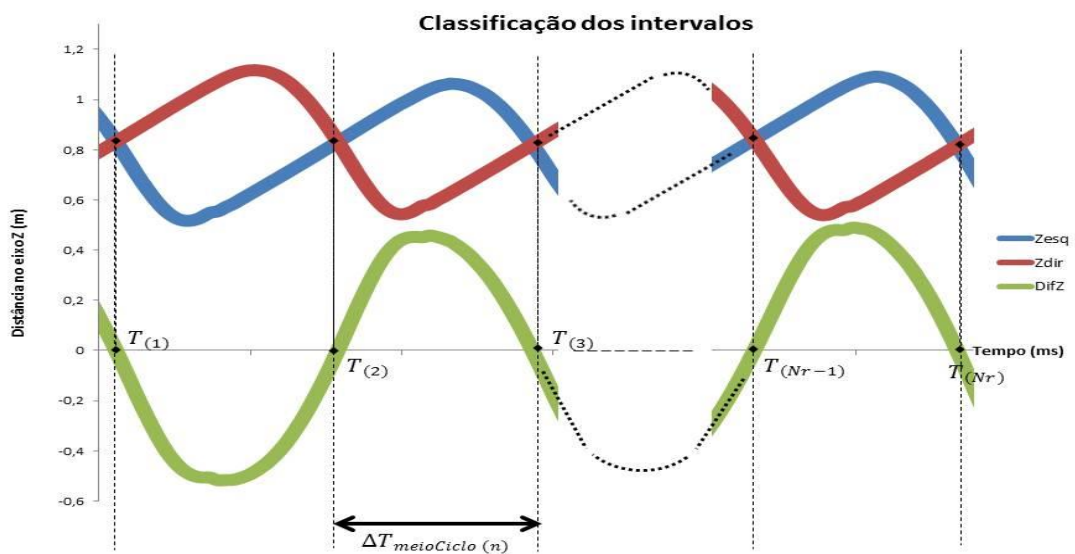


Figura 24 - Classificação de Intervalos

Ainda considerando a função periódica $Caminhada_K(T^K_{(n)})$, quando

$$Z(T^K)_{Esquerdo} > Z(T^K)_{Direito},$$

ou seja, o tornozelo esquerdo está mais distante do Kinect do que o direito, tem-se

$$Caminhada_K(T^K) > 0$$

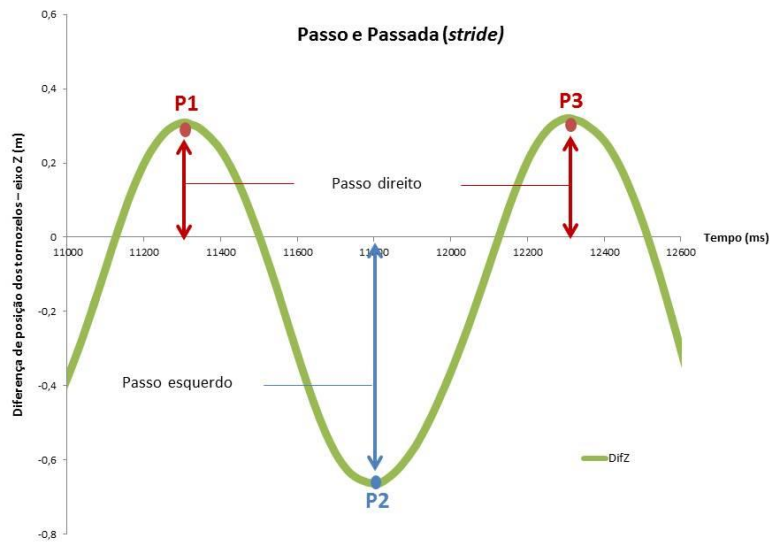


Figura 25 - Gráfico de Passo e Passada

Nessa situação, a perna direita se encontra à frente da esquerda, em relação ao eixo Z da esteira. Quando o valor da diferença de posição entre os tornozelos é máximo dentro dessa configuração, temos a **passo direito**.

Para [40] define-se passo como a ocorrência de um evento de um pé até a próxima ocorrência do mesmo evento para o pé oposto (figura 26).

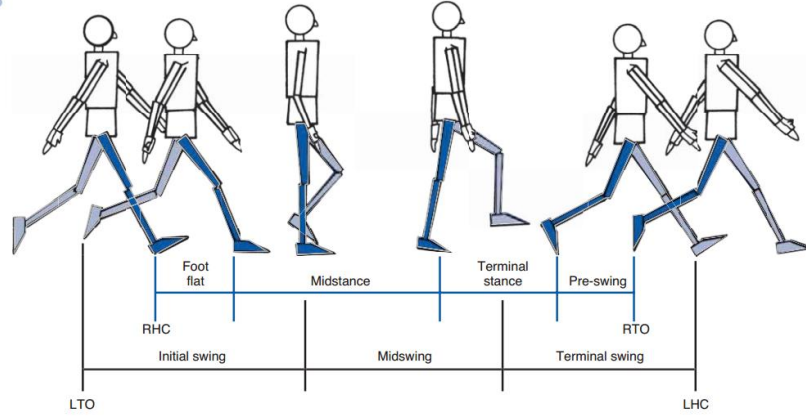


Figura 26 - Fases da Caminhada (iremos traduzir)

Nesse caso o evento de colocar o pé direito no chão que caracteriza o passo direito, nos pontos P1 e P2 da figura 25 que representa esse conceito

$$PassoDireito_{(n)} = P_{m\acute{a}x_{(n)}} = M\acute{a}x \left[Z(T^K)_{Esquerdo} - Z(T^K)_{Direito} \right]_{\Delta T_{meioCiclo(n)}},$$

$$para Caminhada_K(T^K) > 0.$$

Analogamente, quando

$$Z(T^K)_{Direito} > Z(T^K)_{Esquerdo}$$

ou seja, o tornozelo esquerdo está mais próximo do Kinect do que o direito,

$$Caminhada_K(T^K) < 0$$

Nessa situação, a perna esquerda se encontra à frente da direita, em relação ao eixo da esteira. Quando o valor absoluto da diferença de posição entre os tornozelos  máximo dentro dessa configuração, temos o **passo esquerdo**.

Na figura 20, o ponto P2 representa exatamente a configuração de valor máximo absoluto da diferença de posição entre os tornozelos:

$$PassoEsquerdo_n = |P_{m\acute{i}n}|_{(n)}$$

$$= M\acute{a}x \left[|Z(T^K)_{Esquerdo} - Z(T^K)_{Direito}| \right]_{\Delta T_{meioCiclo(n)}},$$

$$para Caminhada_K(T^K) > 0.$$

Nota-se na figura 25 uma diferença significativa de valores entre os passos da perna direita (P1) e esquerda (P2). Para quantificar essa assimetria, calcula-se a relação:

$$\left| \frac{PassoEsquerdo_{m\acute{e}dia}}{PassoDireito_{m\acute{e}dia}} \right|$$

$$\text{onde } PassoP_{\text{médio}} = \frac{\sum_{n=0}^{N_r} PassoP_{(n)}}{N_r},$$

podendo ser tanto $PassoEsquerdo_{\text{médio}}$ quanto $PassoDireito_{\text{médio}}$.

A partir das definições de passos direito e esquerdo, é possível calcular a distância total percorrida em uma sessão e sua velocidade média:

$$Distancia\ Total\ Percorrida = \sum_{n=0}^{N_r} PassoEsquerdo_{(n)} + \sum_{n=0}^{N_r} PassoDireito_{(n)}$$

$$Velocidade\ Média \left[\frac{km}{h} \right] = \frac{Distancia\ Total\ Percorrida [m]}{Duração\ da\ Sessão [ms]} * \frac{3,6}{1000}$$

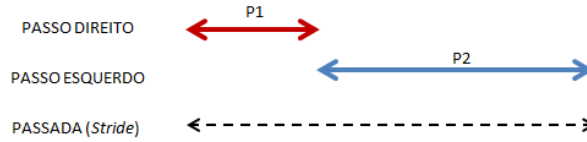


Figura 27 - Passo direito, passo esquerdo e passada.

Dentro de um ciclo de marcha, a passada (*stride*) é delimitada pela ocorrência consecutiva de um mesmo evento para uma mesma perna. Ou seja, a distância percorrida dentro de um ciclo de marcha, que será definido posteriormente. Em outras palavras, considerando o evento “calcanhar toca o solo”, a passada seria a soma dos passos direito e esquerdo de um mesmo ciclo. Calcula-se, portanto, como a soma de dois passos consecutivos

$$Passada_n(Stride) = PassoDireito_{(n)} + PassoEsquerdo_{(n+1)}$$

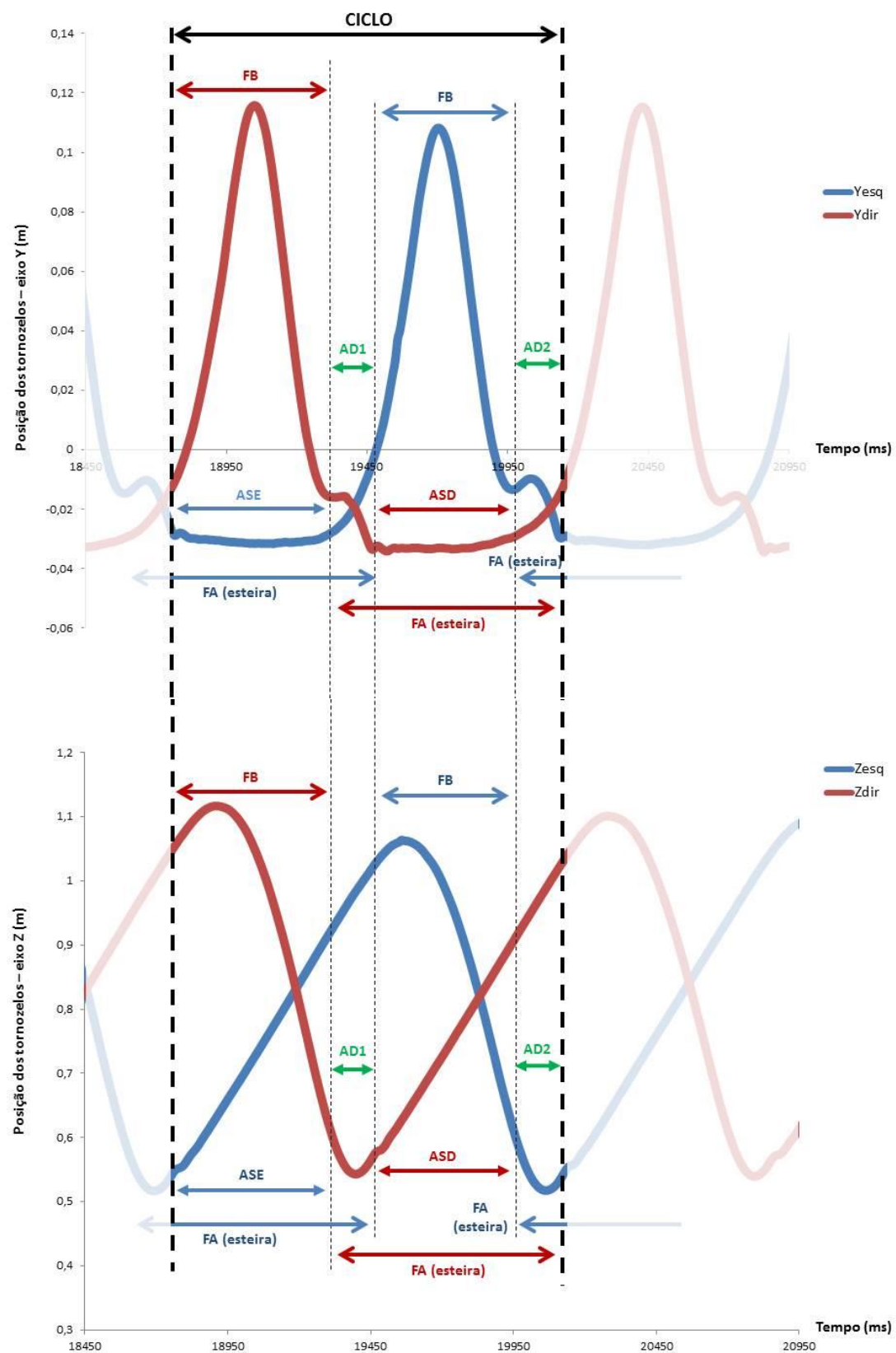


Figura 28 - Ciclo de Marcha - Eixos Y e Z

A partir das definições de passos direito e esquerdo, conclui-se que o número de passos é igual ao número de raízes de Caminhada(t), uma vez que o número de passos da sessão será sempre igual ao número de intervalos classificados.

Dessa forma,

$$N_{passos} = N_r$$

Com isso pode-se calcular a cadência média da sessão:

$$Cadência \left[\frac{passos}{min} \right] = \frac{N_{passos}}{duração da sessão [ms]} * 60 * 1000$$

Um ciclo de marcha é composto por quatro fases, como mostrado na figura 28, destacando um ciclo para as coordenadas Z e Y dos tornozelos esquerdo e direito.

Considerando o pé esquerdo como o mais próximo do Kinect e na configuração de máxima diferença em Z, descrevemos todas as fases de um ciclo:

Fase de Balanço (FB): Calcanhar direito perde o contato com a esteira (máximo $Z(T^K)_{Direito}$), atinge a máxima posição no eixo Y e toca a esteira novamente (mínimo $Z(T^K)_{Direito}$).

Por conta do movimento de impulsão que a esteira provoca durante a caminhada, foi percebido que o calcanhar esquerdo perde o contato com a esteira no mesmo instante em que $Y(T^K)_{Direito}$ atinge seu valor mínimo. Analogamente, o calcanhar direito perde o contato com a esteira para o primeiro instante em que $Y(T^K)_{Esquerdo}$ mínimo.

Fase do primeiro Apoio Duplo (AD1): Calcanhar direito entra em contato com a esteira e move o tornozelo de modo a apoiá-lo completamente sob a esteira. Quando $Y(T^K)_{Direito}$ atinge seu valor mínimo, o calcanhar esquerdo perde o contato com a esteira e essa fase se encerra.

Fase de Apoio Simples (AS): calcanhar direito se mantém em contato ($Y(T^K)_{Direito}$ mínimo), enquanto pé esquerdo perde totalmente o contato com a esteira e inicia sua fase de balanço. O Apoio Simples Direito encerra quando o calcanhar esquerdo retomar o contato com a esteira (ou seja, finalizar a fase de balanço).

Fase do segundo Apoio Duplo (AD2): Calcanhar esquerdo entra em contato com a esteira e move o tornozelo de modo a apoiá-lo completamente sob a esteira. Quando $Y(T^K)_{Esquerdo}$ atinge seu valor mínimo, o calcanhar direito perde o contato com a esteira e essa fase se encerra.

Um ciclo é definido por essas quatro fases e contabilizado no momento em que uma das fases ocorre novamente para a mesma perna. Como é uma função cíclica, para

calcular o número total de ciclos contidos em uma sessão é possível comparar com o número de intervalos classificados na caminhada. Logo,

$$\text{Número de Ciclos} = \frac{r - 1}{2} \cong \frac{n^{\circ} \text{ de intervalos de meio ciclo}}{2}$$

Para os cálculos de apoios simples e duplo, a curva teórica em Y mostra claramente as mudanças de fase. Na tentativa de desenvolver algoritmo baseados no comportamento de Y, foram analisados os dados da câmera e do Kinect. A figura 29 mostra esse comparativo.

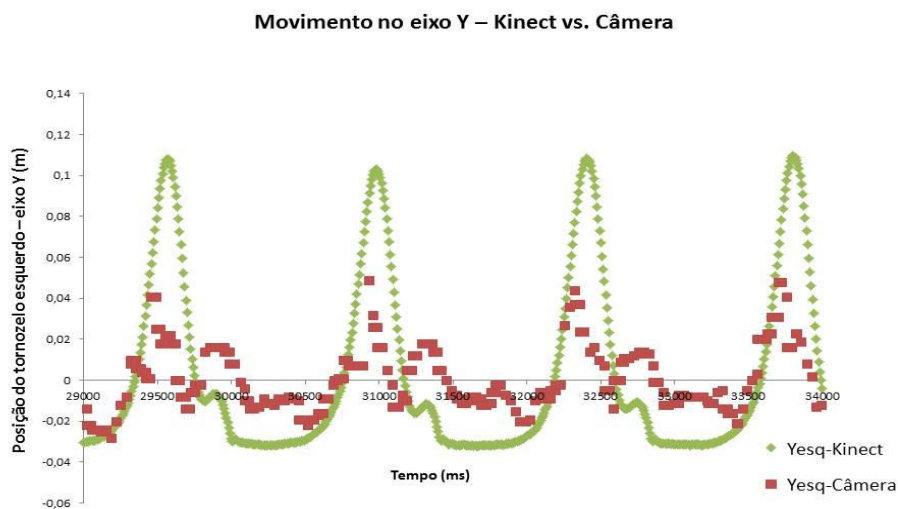


Figura 29 - Movimento no eixo Y - Kinect vs. Câmera

Como é possível observar, a amostra gerada pelo sensor Kinect, apesar de possuir certo comportamento cíclico, não acompanha a posição da coordenada Y de forma satisfatória para esse cálculo. Isso se deve ao fato das variações em Y serem próximas o suficiente dos valores de sinal de ruído do Kinect. Não existe completa correspondência entre as durações das posições mínimas e pontos de inflexão entre a curva do Kinect e a teórica, ao contrário do que é observado na curva gerada pela Câmera.

Foram necessárias algumas adaptações para possibilitar o cálculo dos parâmetros de tempo de apoio duplo e apoio simples baseados em curvas no eixo Z. Não é possível identificar os exatos momentos de contato /perda de contato do calcanhar com a esteira. Assim, para efeitos de cálculo, foram utilizados os tempos máximo e mínimo das curvas de posição dos tornozelos esquerdo e direito, deslocando o ciclo conforme mostrado na figura 30.

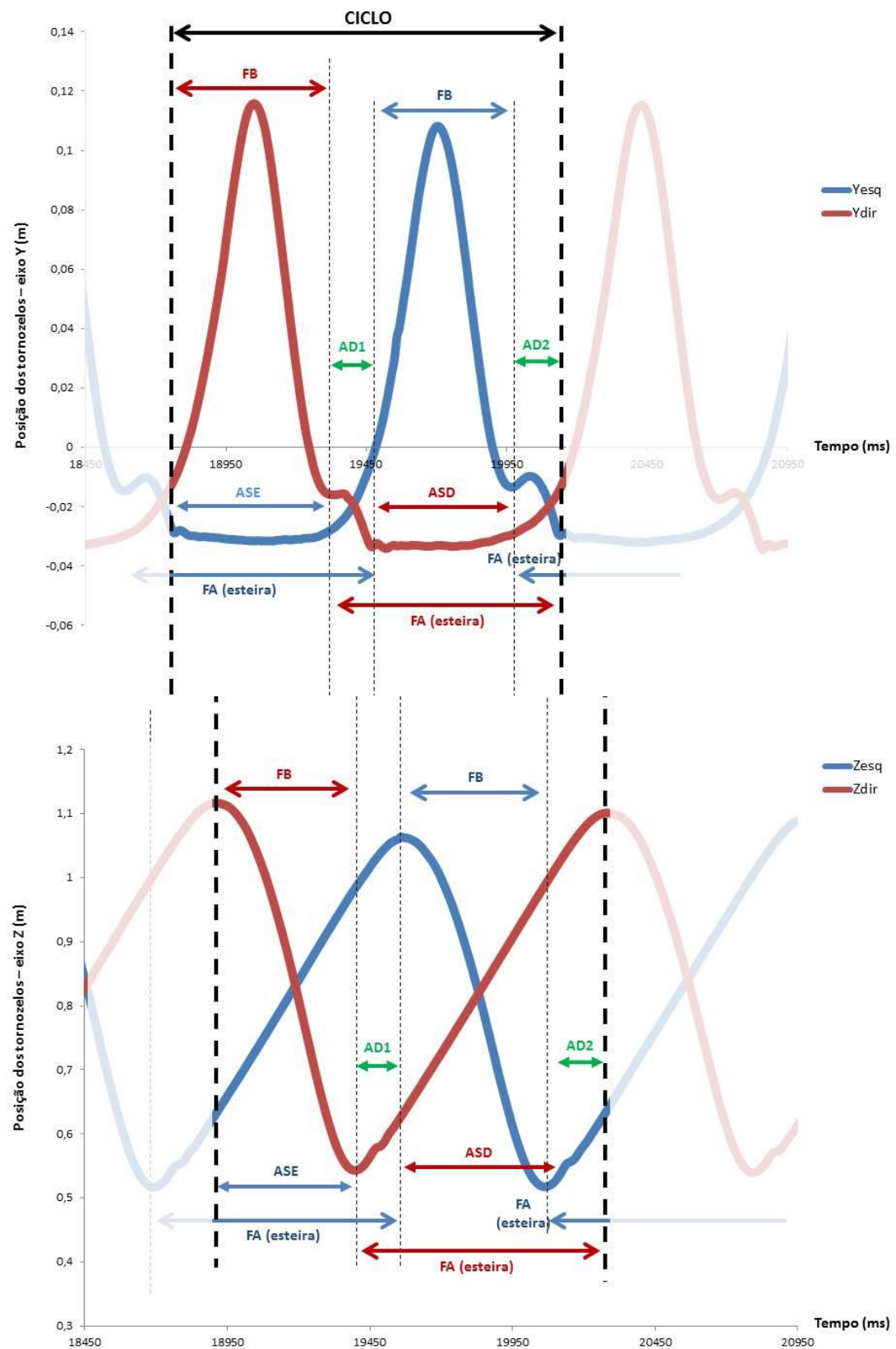


Figura 30 - Ciclos de Marcha (Deslocamento Eixo Z)

Nota-se que, apesar da curva em Z considerar momentos diferentes para a identificação dos eventos em relação à curva em Y, a duração desses eventos se mantém. Isso garante a validade da adaptação do algoritmo.

Sendo assim, pode-se calcular o tempo de ciclo a partir do início de duas fases de balanço consecutivas para uma das pernas.

$$\Delta T_{CiclodeMarcha(c)}^K = \Delta T_{meioCiclo(n-1)}^K + \Delta T_{meioCiclo(n)}^K$$

$$c = \frac{n-1}{2}, \text{ para } n \text{ ímpar}$$

O tempo de ciclo deve ser calculado a cada dois intervalos de meio ciclo para não ser contabilizado duas vezes.

O tempo de ciclo é composto por fases em apoio simples e apoio duplo. Nota-se que cada ciclo possui dois momentos em duplo apoio. O primeiro apoio duplo, $AD1_{(c)}$, se inicia com contato do calcanhar esquerdo com a esteira. Analogamente, o segundo apoio duplo, $AD2_{(c)}$, se inicia com o contato do calcanhar direito com a esteira.

Para a configuração da figura 30, temos:

$$Z_{balanço_{Direito(c)}} = Máx[Z(T^K)_{Direito}]_{\Delta T_{CiclodeMarcha(c)}^K}, \quad T^K = T_{balanço_{Direito(c)}}$$

$$Z_{apoio_{Esquerdo(c)}} = Mín[| Z(T^K)_{Esquerdo} |]_{\Delta T_{CiclodeMarcha(c)}^K}, \quad T^K = T_{apoio_{Esquerdo(c)}}$$

$$AD1_{(c)} = T_{balanço_{Direito(c)}} - T_{apoio_{Esquerdo(c)}}$$

$$Z_{balanço_{Esquerdo(c)}} = Máx[Z(T^K)_{Esquerdo}]_{\Delta T_{CiclodeMarcha(c)}^K},$$

$$T^K = T_{balanço_{Esquerdo(c)}}$$

$$Z_{apoio_{Direito(c)}} = Mín[| Z(T^K)_{Direito} |]_{\Delta T_{CiclodeMarcha(c)}^K}, \quad T^K = T_{apoio_{Direito(c)}}$$

$$AD2_{(c)} = T_{balanço_{Esquerdo(c)}} - T_{apoio_{Direito(c)}}$$

Dessa forma, tempo total do ciclo em apoio duplo é:

$$\Delta T_{DuploApoio(c)}^K = AD1_{(c)} + AD2_{(c)}$$

Uma relação bastante utilizada para avaliar equilíbrio se dá pela fórmula:

$$\% \text{ Apoio Duplo} = \frac{\Delta T_{ApoioDuplo}}{\Delta T_{Ciclo de Marcha}}$$

$$\text{onde } \Delta T_{ApoioDuplo_{médio}} = \frac{\sum_{n=0}^{N_r} \Delta T_{DuploApoio}^K(n)}{N_r}$$

$$e \Delta T_{Ciclo\ de\ Marcha\ médio} = \frac{\sum_{n=0}^{N_r} \Delta T_{Ciclo\ de\ Marcha}^K(n)}{N_r},$$

Ainda na figura 25, percebe-se que o período de apoio simples de uma perna equivale ao tempo de balanço da outra. Quando $Z^K = Z_{balanço\ Direito(c)}$ inicia a fase de balanço da perna direita, e, portanto, fase de apoio simples da perna esquerda.

$$AS_{Esquerdo(c)} = T_{apoio\ Direito(c)} - T_{balanço\ Direito(c)}$$

Em $Z^K = Z_{apoio\ Direito(c)}$, finaliza-se a fase de balanço da perna direita e inicia a fase de apoio duplo de ambas as pernas. Finalmente, quando $Z^K = Z_{balanço\ Esquerdo(c)}$ inicia a fase de balanço da perna esquerda, e, portanto fase de apoio simples da perna direita.

$$AS_{Direito(c)} = T_{apoio\ Esquerdo(c)} - T_{balanço\ Esquerdo(c)}$$

Portanto:

$$\Delta T_{Apoio\ Simples(c)} = AS_{Esquerdo(c)} + AS_{Direito(c)}$$

Pode-se avaliar assimetria e equilíbrio de uma caminhada calculando a relação entre os tempos de apoio simples das duas pernas:

$$Assimetria\ do\ Apoio\ Simples = \left| \frac{AS_{Esquerdo} - AS_{Direito}}{AS_{Esquerdo} + AS_{Direito}} \right|$$

8. Testes

Configuração

O posicionamento do Kinect em relação é descrito na figura 22. (*Obs.: as dimensões não cotadas são meramente ilustrativas.*)

Protocolo de Teste

Para a realização dos testes, foi definido um protocolo para garantir a repetitividade e padronização dos testes.

Descrição

Trinta e quatro indivíduos adultos saudáveis ($n = 34$, idade média 24,62 desvio padrão 7,22) foram submetidos a um teste de caminhada de 95 segundos sob a esteira, em três diferentes condições de velocidade: “lenta” (2,5km/h), “rápida” (5,5km/h) e “preferida”, sendo esta última escolhida pelo próprio indivíduo. Os 30 segundos iniciais consistiam na fase de adaptação à velocidade da esteira, enquanto os 65 segundos seguintes compreendiam a fase de registo das informações de posição das juntas em análise. Além do sistema WALKinect, um conjunto de câmeras também foi utilizado durante os testes para validação de dados.

Finalizados todos os testes, os dados obtidos foram exportados para a ferramenta de análise WALKinect Report, onde relatórios individuais foram gerados.

9. Validação

Para a validação do sistema WALKinect, os testes foram realizados simultaneamente com um sistema de sete câmeras do Laboratório de Biomecatrônica da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. A partir deles, uma análise comparativa e estatística da aquisição de dados foi desenvolvida para compreender e propor um modo de tratar a diferença de comportamento dos dados do WALKinect frente aos do sistema de câmeras.

Ao se comparar as curvas da diferença de posição dos tornozelos (para o Kinect), e dos marcadores fixados nos maléolos (para as câmeras), observa-se a figura 31.

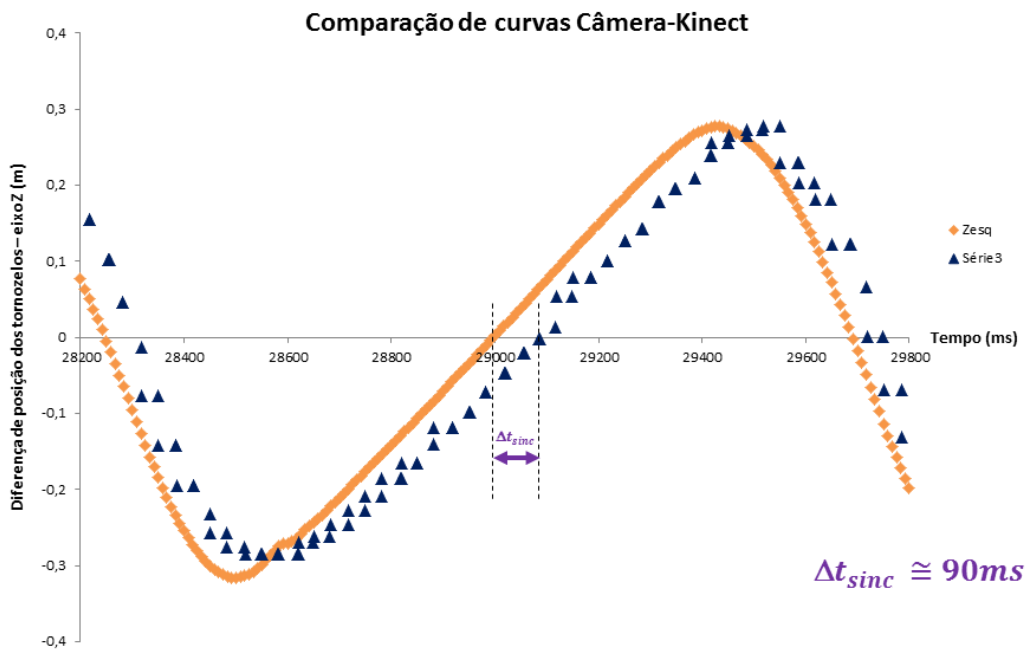


Figura 31 - Comparação de curvas Câmera-Kinect

Apesar de um comportamento similar, as curvas obtidas com os dados das câmeras possuem em média o dobro de pontos em relação aquelas com os dados do Kinect. Além disso, um erro de sincronismo pode ser observado, devido aos sistemas serem totalmente independentes e ao fato de não existir uma alternativa de acionamento simultâneo para ambos os sistemas, pelo mesmo indivíduo.

Para que esse erro de sincronismo não interfira na reciprocidade dos intervalos de meio ciclo das duas curvas, a seguinte condição deve ser respeitada:

$$\Delta T_{sinc} < \frac{\Delta T_{meioCiclo}}{2}$$

No exemplo da figura 31, $\Delta T_{sinc} \cong 90ms$ para um tempo de meio ciclo de $\Delta T_{meiociclo} \cong 700ms$. Todos os testes apresentados nesse trabalho obedecem a essa condição e, portanto, emparelhamento dos dados assumido para a análise estatística é garantido.

Análise Estatística

Para a análise estatística, foi estabelecida a seguinte definição de amostra:

Tabela 6 - Definição de Amostra

Definição de Amostra			
# Sistemas	# Sujeitos	# Parâmetros	# Condições
s=1	n=34	p=1	c=1

SISTEMAS (s)

Kinect

Câmeras

CONDIÇÕES DE TESTE (c)

Condição 1 - Velocidade da esteira de 2.5km/h

Condição 2 - Velocidade da esteira de 5.5km/h

Condição 3 - Velocidade da esteira escolhida por cada sujeito

PARÂMETROS (p)

Tabela 7 - Parâmetros de Avaliação para testes estatísticos

PARÂMETROS DE AVALIAÇÃO DO SISTEMA	
Duração da Sessão	[s]
Distância Percorrida	[m/
Velocidade Média	[km/h]
Passada (<i>Stride</i>)	[m]
Passo Esquerdo	[m]
Passo Direito	[m]
Tempo de Ciclo	[ms]
Tempo de Apoio Duplo	[ms]
Tempo de Apoio Simples Esquerdo	[ms]
Tempo de Apoio Simples Direito	[ms]

SUJEITOS (n)

34 indivíduos adultos saudáveis (média idade + SD)

Exemplo de Estrutura de Amostra, onde Parâmetro, Condição e Sistema podem variar:

Tabela 8 - Exemplo de Amostra

	Parâmetro A
	Condição 1
	Sistema X
Sujeito 1	0,034
Sujeito 2	0,135
Sujeito 3	0,91
...	...
Sujeito 33	1,242
Sujeito 34	1,339

Note-se que é razoável esperar que a identidade de cada indivíduo tenha influência nos valores obtidos para cada parâmetro, em determinada condição de teste. Porém, essa influência deve ser exercida de forma similar em cada par de valores (sistema *Kinect* e sistema *Câmera*), dentro da mesma condição de teste. Logo, ao se tomarem as diferenças entre esses pares de valores, a influência de identidade de cada indivíduo tende a desaparecer, restando apenas as diferenças entre os sistemas. [41]

Fixando um parâmetro e uma condição, os resultados das amostras para os dois tipos de sistemas constituem dados emparelhados, ou seja, cada valor de um parâmetro da primeira amostra está associado ao respectivo valor da segunda. O critério que garante o emparelhamento é a identidade de cada sujeito. [41]

Os dados de cada teste foram processados pela ferramenta de análise do WK, resultando em informações sobre os 10 parâmetros de análise. Sendo assim, cada parâmetro possui amostras de 34 indivíduos para cada sistema e para cada uma das três condições de teste.

Assim, para validar o sistema WK, uma análise de Teste de Hipóteses para dados emparelhados foi adotada, nas seguintes condições:

TESTE DE HIPÓTESE
α : 5%
Tipo: Teste-t Emparelhado
Software: Minitab Express

Figura 32 - Teste de Hipótese (condições)

Para cada teste de Hipótese, foram confrontadas as amostras dos dois sistemas, para cada um dos parâmetros e para cada uma das condições de teste:

	Parâmetro A Condição 1	
	Kinect	Câmera
Sujeito 1	0,034	0,0374
Sujeito 2	0,135	0,1485
Sujeito 3	0,91	1,001
...
Sujeito 33	1,242	1,3662
Sujeito 34	1,339	1,4729

Figura 33 - Amostras para Teste de Hipótese

PRIMEIRA HIPÓTESE

$H_0(1)$: A diferença entre as médias das duas amostras (Câmeras e Kinect) é nula.

Resultados: Hipótese aceita apenas para o parâmetro de Passo Direito e rejeitada para todos os outros.

Exemplo: Parâmetro de Passada Média (*Stride*)

Estatística Descritiva (*Passada Stride 5.5*)

Amostra	N	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão Médio
Câmeras	33	1,33152	0,07559	0,01316
Kinect	33	1,30909	0,09651	0,01680

Estimativa para Diferenças Emparelhadas

Média	Desvio Padrão	Erro Padrão Médio	95% IC para μ_d
0,022424	0,034913	0,006078	(0,010045; 0,034804)

μ_d : Média de (Câmeras - Kinect)

Teste

Test

$H_0: \mu_d = 0$

$H_1: \mu_d \neq 0$

Valor-T	Valor-P
3,69	0,0008

O resultado $p < \alpha$ indica que a diferença entre as médias das amostras das Câmeras e do *Kinect* é estatisticamente significativa, rejeitando $H_0(1)$.

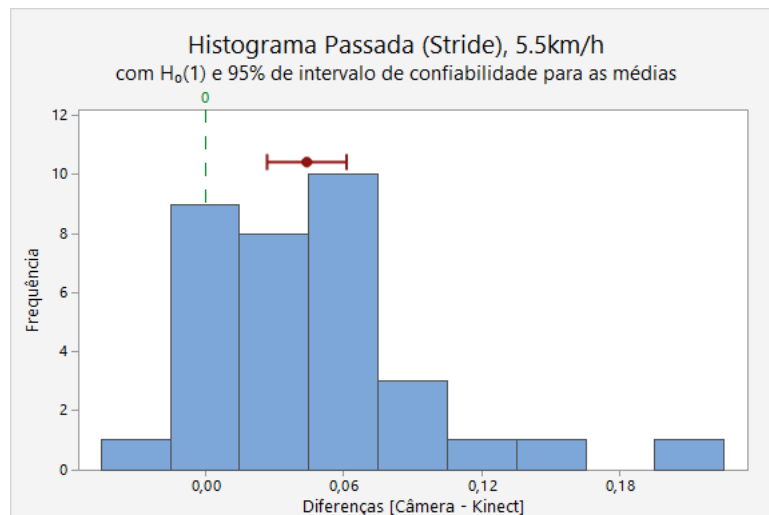


Figura 34 - Histograma Passada

Parâmetro de Passo Direito

Estatística Descritiva (*Passo Direito 5.5*)

Amostra	N	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão Médio
Câmeras	33	0,664848	0,040009	0,006965
Kinect	33	0,665758	0,050499	0,008791

Estimativa para Diferenças Emparelhadas

Média	Desvio Padrão	Erro Padrão Médio	95% IC para μ_d
-0,000909	0,023765	0,004137	(-0,009336; 0,007518)

μ_d : Média de (Câmeras - Kinect)

Teste

$H_0: \mu_d = 0$

$H_1: \mu_d \neq 0$

Valor-T	Valor-P
-0,22	0,8275

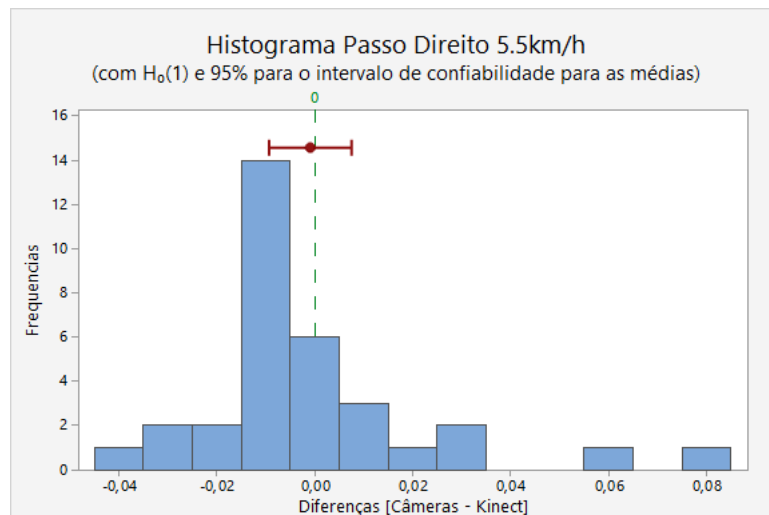


Figura 35 - Histograma Passo Direito

Nos histogramas dos Testes de Hipótese, pode-se perceber que a média de valores da amostra do Kinect é menor que a média dos valores da amostra das Câmeras para nove de onze parâmetros selecionados para os testes.

Os dois únicos parâmetro em que as médias dos valores da amostra do Kinect são maiores que a média dos valores da amostra das Câmeras é o Tempo de Apoio Duplo e a Cadência. Podem ser observados na (Figura 36 e 37) os valores negativos da média das diferenças.

Parâmetro de Tempo Médio de Apoio Duplo

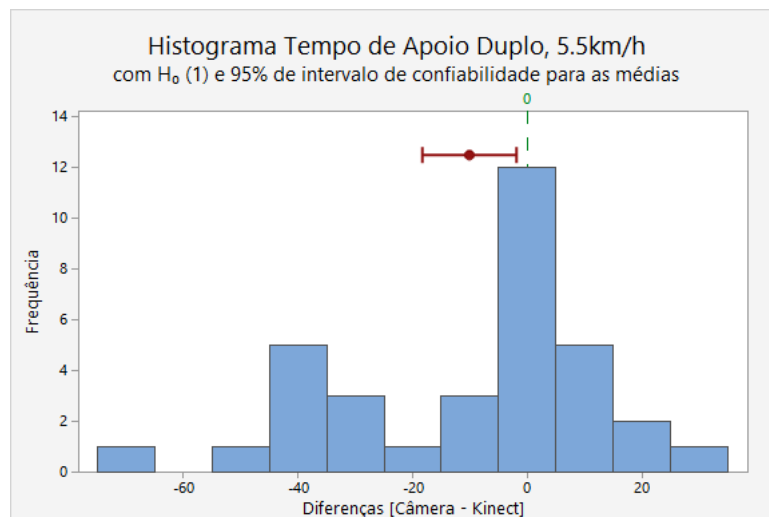


Figura 36 - Histograma Tempo de Apoio Duplo

Parâmetro de Cadência

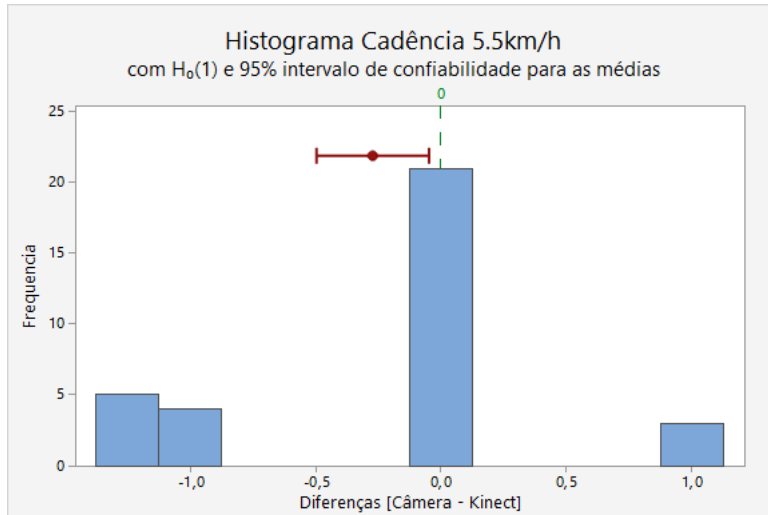


Figura 37 - Histograma Cadência

Assim, sugere-se um comportamento recorrente nas diferenças entre os sistemas, para cada parâmetro e condição de teste.

SEGUNDA HIPÓTESE

$H_0(2)$: A diferença entre as médias das amostras (Câmeras e Kinect) é igual a um erro sistemático médio das três condições de teste.

Regra de cálculo do Erro Sistemático Médio

O coeficiente de Erro Sistemático para uma determinada condição de teste é calculado pela seguinte equação:

$$K_{ES} = \frac{MédiaAmostra_{Kinect} - MédiaAmostra_{Camera}}{MédiaAmostra_{Camera}}$$

Dessa forma, faz parte da hipótese $H_0(2)$ a existência de um erro sistemático para cada parâmetro (premissa que independente da condição de teste) que permita ajustar as amostras do Kinect em relação as suas respectivas amostra das Câmeras.

Considera-se o coeficiente médio entre as três condições de teste

$$K_{Médio_{ES}} = \sum_{Teste\ 1}^{Teste\ 3} K_{ES}$$

que possibilita uma convergência entre as amostras do Kinect e as amostras das Câmeras, para cada parâmetro.

A hipótese $H_0(2)$, portanto, é testada com os valores do Kinect ajustado:

$$K_{ajustado} = AmostraKinect_{Original} * (1 + K_{Médio_{ES}})$$

Resultados: Hipótese aceita para os seguintes parâmetros:

Pârametro	K_Médio (εs)
Duração da Sessão:	0,05% [s]
Distancia Percorrida:	2,28% [m]
Velocidade Média:	2,23% [km/h]
Passada Média (Stride):	2,59% [m]
Apoio Duplo:	-6,15% [ms]
Apoio Simples Esquerda:	3,06% [ms]
Apoio Simples Direita:	1,44% [ms]

Figura 38 - Valores de Kmédio para Hipótese H0(2)

Percebe-se, novamente, que o único parâmetro que deve ser ajustado para um valor menor que os valores comparativos da câmera é o Tempo de Apoio Duplo, uma vez que possui a média das diferenças [Câmeras – Kinect] valores negativos.

Exemplo: Parâmetro Tempo de Apoio Duplo

Estatística Descritiva (*Apoio Duplo 5.5*)

Amostra	N	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão Médio
Câmeras	33	162,545	18,465	3,214
Kinect_ajustado	33	161,002	26,037	4,532

Estimativa para Diferenças Emparelhadas

Média	Desvio Padrão	Erro Padrão Médio	95% IC para μ_d
1,543	21,791	3,793	(-6,184; 9,270)

μ_d : Média de (Câmeras - Kinect_ajustado)

Teste

$H_0: \mu_d = 0$

$H_1: \mu_d \neq 0$

Valor - T	Valor - p
0,41	0,6869

O resultado $p > \alpha$ indica que a diferença entre as médias das amostras das Câmeras e do *Kinect* não são estatisticamente significantes, aceitando $H_0(2)$.

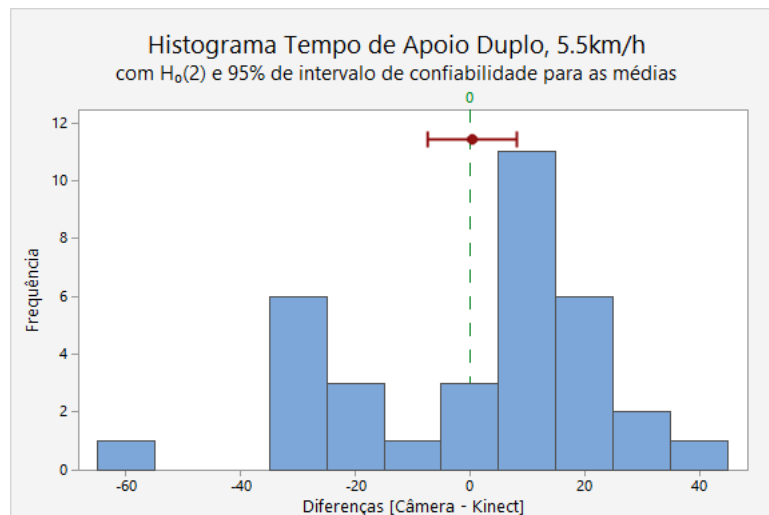


Figura 39 - Histograma Tempo de Apoio Duplo

Para o parâmetro Passo Esquerdo, Tempo de Ciclo e Cadência, no entanto, $p < \alpha$, indicando que a diferença entre as médias das amostras da Câmera e do Kinect são estatisticamente significantes, e que esse parâmetro deve ser rejeitado para $H_0(2)$.

É interessante observar que para todos os parâmetros rejeitados nessa hipótese obtiveram $p > \alpha$ nas condições 1 e 3 de teste, sendo rejeitado apenas na condição 2, como mostrado abaixo:

Parâmetro de Cadência

Estatística Descritiva (*Cadência 5.5*)

Amostra	N	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão Médio
Câmeras	33	130,346	7,221	1,257
Kinect_ajustado	33	129,669	7,096	1,235

Estimativa para Diferenças Emparelhadas

Média	Desvio Padrão	Erro Padrão Médio	95% IC para μ_d
0,6772	0,6389	0,1112	(0,4506; 0,9037)

μ_d : Média de (Câmeras- Kinect_ajustado)

Teste

$$H_0: \mu_d = 0$$

$$H_1: \mu_d \neq 0$$

Valor-T	Valor – P
6,09	<0,0001

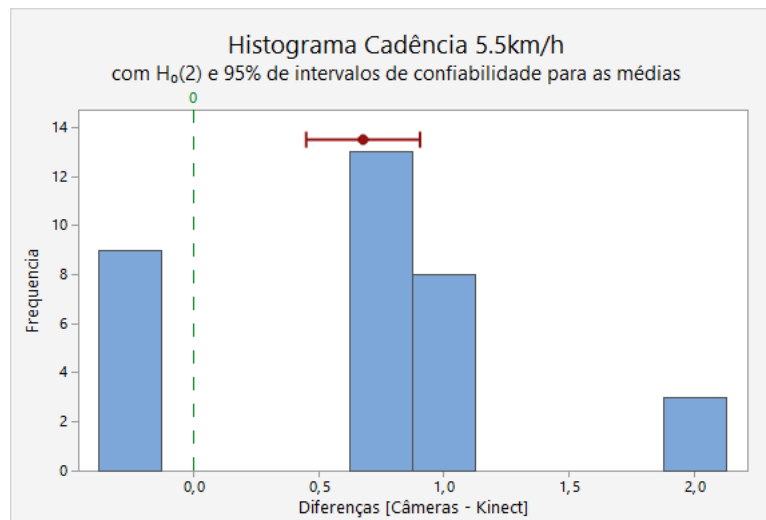


Figura 40 - Histograma Cadência

Todos os outros parâmetros rejeitados nessa hipótese (*Passo Esquerdo, Tempo de Ciclo e Cadência*) foram rejeitados por causa do teste na condição de maior velocidade. A partir dessa análise, desenvolve-se nova hipótese.

TERCEIRA HIPÓTESE

$H_0(3)$: A diferença entre as médias das amostras (Kinect e Câmera) possui uma faixa de erro sistemático dependente da condição de teste (velocidade).

Resultados: Hipótese aceita para os parâmetros restantes – Passo Direito, Tempo de Ciclo e Cadência

O coeficiente de Erro Sistemático (K_{ES}) para a condição de teste 2 teve a maior variação relativa ao coeficiente $K_{MédioES}$.

	Teste 1	Teste 2	Teste 3	K_Médio
Tempo de Ciclo	1,65%	1,82%	2,85%	2,11%
Passo Esquerdo	6,19%	3,69%	6,44%	5,44%
Cadência	-0,44%	-0,20%	-1,54%	-0,73%

Figura 41 - Valores de K_Médio

Exemplo: Parâmetro Tempo de Ciclo

- Utilizando, resultou em $p < \alpha$, e $H_0(2)$ foi rejeitada.

Estatística Descritiva (*Tempo de Ciclo 5.5*)

Amostra	N	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão Médio
---------	---	-------	---------------	-------------------

Câmeras	33	912,341	49,531	8,622
Kinect_ajustado	33	914,515	51,283	8,927

Estimativa para Diferenças Emparelhadas

Média	Desvio Padrão	Erro Padrão Médio	95% IC para μ_d
-2,1745	5,2241	0,9094	(-4,0269; -0,3222)
μ_d : Média de (Câmeras - Kinect_ajustado)			

Teste

$$H_0: \mu_d = 0$$

$$H_1: \mu_d \neq 0$$

Valor-T	Valor-P
-2,39	0,0228

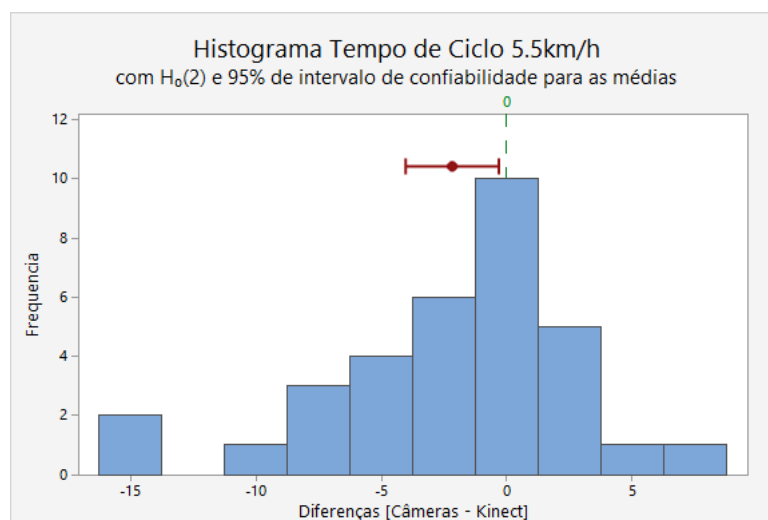


Figura 42 - Histograma Tempo de Ciclo

- Utilizando K_{ES} , obteve-se $p > \alpha$ e, portanto, $H_0(3)$ foi aceita.

Estatística Descritiva (Tempo de Ciclo 5.5)

Amostra	N	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão Médio
Câmeras	33	912,341	49,531	8,622
Kinect_Kes	33	911,948	51,140	8,902

Estimativa para Diferenças Emparelhadas

Média	Desvio Padrão	Erro Padrão Médio	95% IC para μ_d
0,3924	5,1709	0,9001	(-1,4411; 2,2260)

μ_d : Média de (Câmeras- Kinect_Kes)

Teste

$H_0: \mu_d = 0$

$H_1: \mu_d \neq 0$

Valor-T	Valor-P
0,44	0,6658

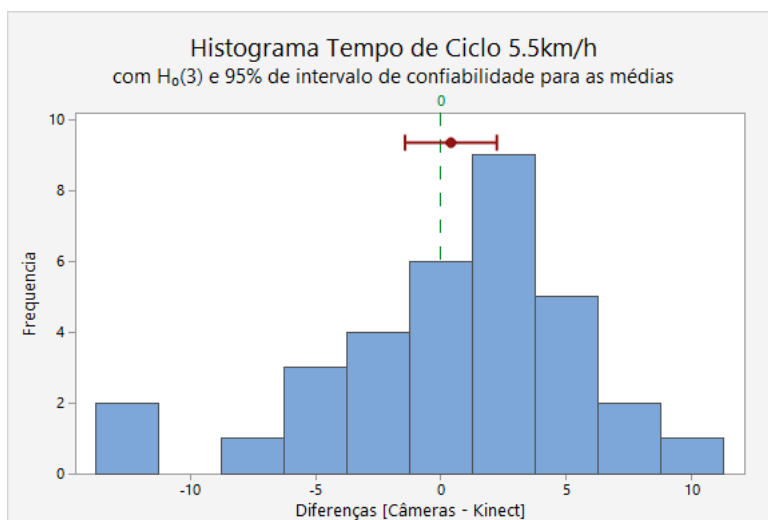


Figura 43 - Histograma Tempo de Ciclo

Análise de Erros

Para identificar as possíveis fontes de erro do sistema, a principal estratégia foi comparar os dados obtidos pelo Kinect e pelas câmeras, para um mesmo teste. O sistema de câmeras foi considerado como padrão de comparação, uma vez que sua aquisição de dados é comparativamente melhor que a do Kinect.

Foi observado que a principal causa da variação de resultado entre Kinect e o sistema de câmeras é a possível geração de “falsos” intervalos de meio ciclo por conta da aquisição de dados do Kinect. A figura 44 mostra um exemplo de onde esses “falsos”

intervalos foram gerados. A curva possui 4 intervalos “reais” (T_1 a T_4). Porém, devido ao erro de aquisição, o sistema interpretou como sendo 7 intervalos (F_1 a F_7).

A origem desse tipo de erro está no processo de **inferência de posição do Kinect**. Quando o sensor não consegue localizar com precisão a posição de uma junta, ao invés de interpolar com o próximo instante de reconhecimento, uma provável posição é inferida.

Como a base dos algoritmos do sistema para os cálculos de parâmetros de marcha são os intervalos de meio ciclo, os resultados ficam consideravelmente comprometidos para esses casos.

Note que quando o número de intervalos “reais” de meio ciclo e aqueles interpretados pelo sistema diferem em apenas uma unidade, não se configura um exemplo de “falso” intervalo. Nesse caso, essa diferença se dá pelo **erro de sincronismo** (figura 26).

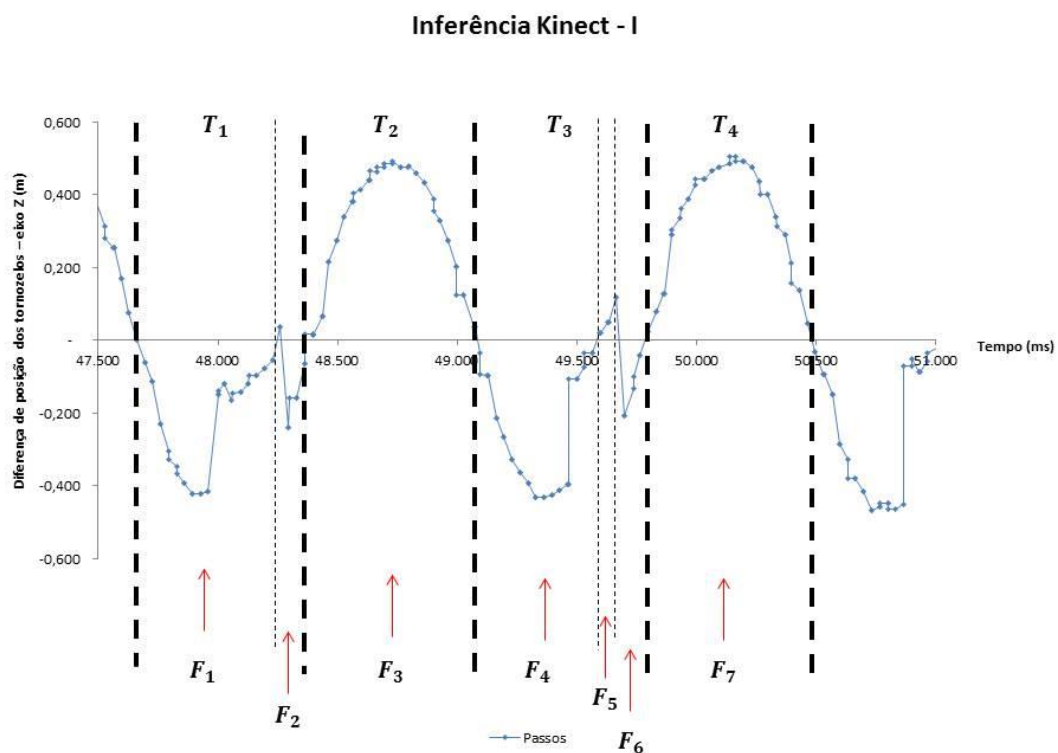


Figura 44 - Inferência Kinect I

É possível identificar diferentes casos de erros de inferência e descontinuidade geradas pelo sensor conforme as figuras 45 e 46 abaixo:

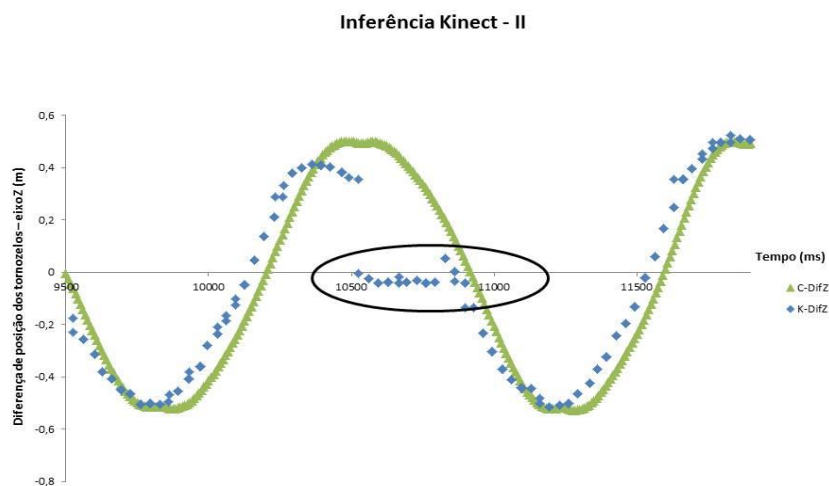


Figura 45 - Inferência Kinect II

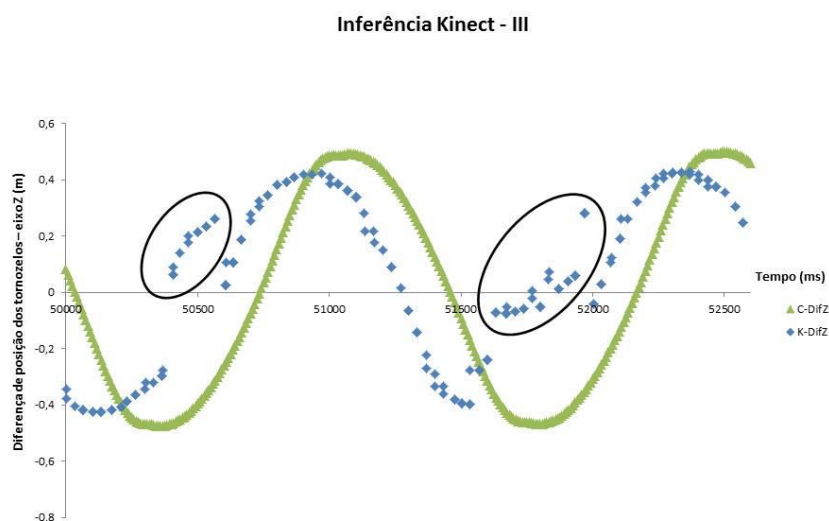


Figura 46 - Inferência Kinect III

10. Resultados

Como forma de verificar o algoritmo desenvolvido no Walkinect Report, o sistema foi comparado com os sistemas GAITRite I, GAITRite II e GAIT up. Cada sistema trouxe informações dos parâmetros em até três velocidades, apesar de não terem sido as mesmas velocidades dos testes feitos com o Walkinect, pode-se acompanhar o comportamento dos parâmetros para cada faixa de velocidade nas figuras a seguir.

Após a consolidação dos dados dos testes realizados, realizou-se um estudo de outras publicações em que se realizaram experimentos semelhantes. Os resultados de cinco sistemas em condições semelhantes de experimento foram comparados:

1. **WALKinect**: Testes de caminhada em esteira com três velocidades diferentes: “baixa”, “alta” e “preferida”, escolhida pelos indivíduos do teste.
2. **Câmeras OptiTrack** (mesmas condições do sistema WALKinect)
3. **“GAITRite [36]”**: Testes de caminhada sobre o tapete GAITRite com três velocidades diferentes: “baixa”, “alta” e “preferida” (análoga à descrição anterior). O sistema em avaliação foi o GAITRite.
4. **“GAITRite”[37]**: Testes de caminhada sobre o tapete GAITRite com duas velocidades diferentes: “preferida” (análoga à descrição anterior) e “alta”. O sistema em avaliação também foi o GAITRite [37].
5. **“GaitUP”[38]**: Testes de caminhada com o sistema GaitUP (unidade inercial) em três velocidades diferentes: “baixa”, “neutra” e “rápida”.

Os parâmetros de comparação foram:

- Cadência (min^{-1})
- Tempo de ciclo (s)
- Passada (*stride*) (m) Como as condições de experimentos foram semelhantes, porém não idênticas, uma análise qualitativa do comportamento dos parâmetros em relação à velocidade foi realizada.

Os sistemas WALKinect /Câmeras apresentam uma linha de tendência deslocada em relação ao comportamento dos sistemas GAITRite [36]/GAITRite[37] /GaitUP, sempre registrando maiores valores (figura 47). Essa diferença se mantém praticamente constante para diferentes velocidades, o que sugere um caráter sistemático. Valores de cadência em testes realizados sob esteira tendem a ser maiores do que aqueles realizados em solo [39]. Portanto, o comportamento dos sistemas WALKinect/Câmeras correspondeu ao previsto.

Dada a relação $\text{cadência} \sim \frac{1}{\text{tempo de ciclo}}$, um resultado inverso pode ser observado na figura 48.

Em relação ao comprimento da passada (*stride*), os valores de testes realizados em esteira tendem a ser menores do que em caminhada sob o solo. A caminhada sob esteira tem um caráter menos estável. Dessa forma, o indivíduo tende a encurtar o passo para compensar a falta de estabilidade[2]. Essa diminuição também é observada para os sistemas WALKinect/Câmeras (figura 49).

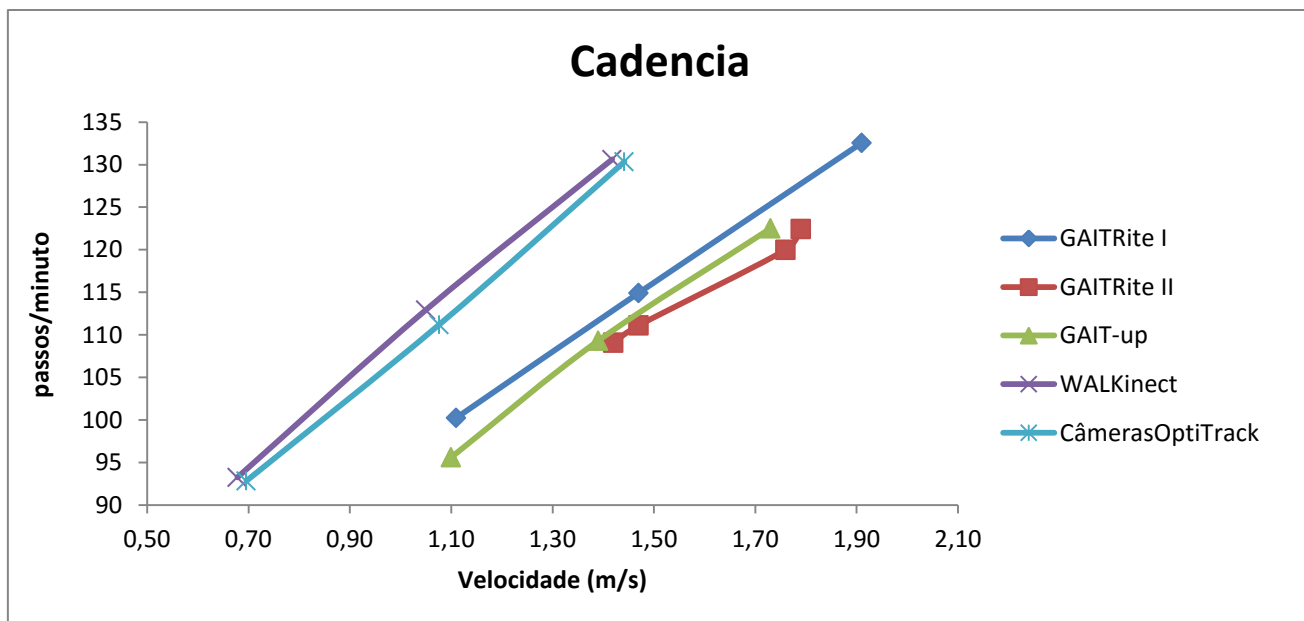


Figura 47 - Análise Comparativa - Cadência

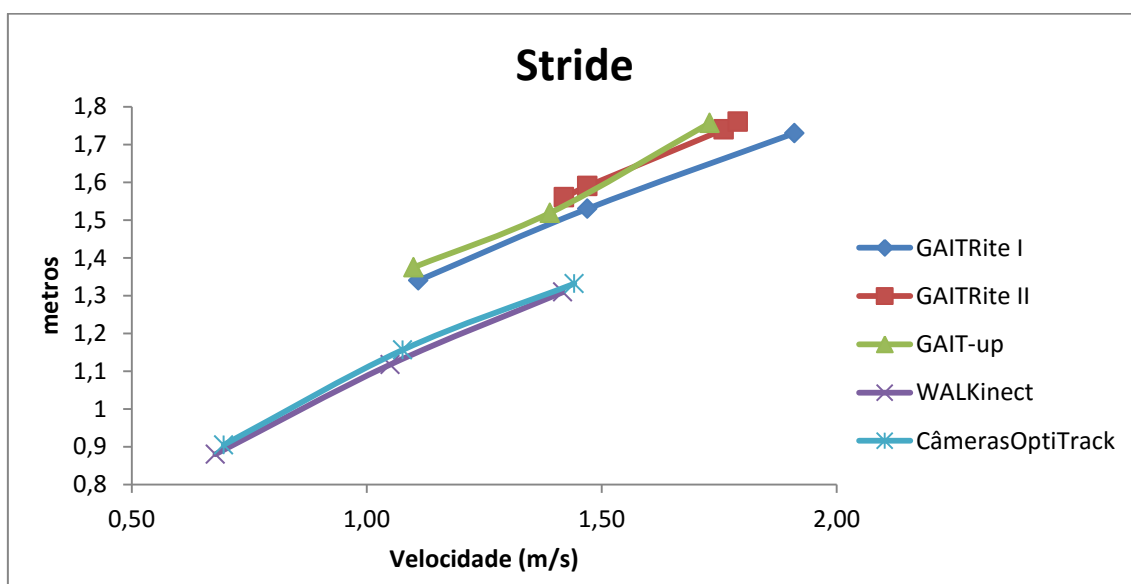


Figura 48 - Análise Comparativa - Passada (stride)

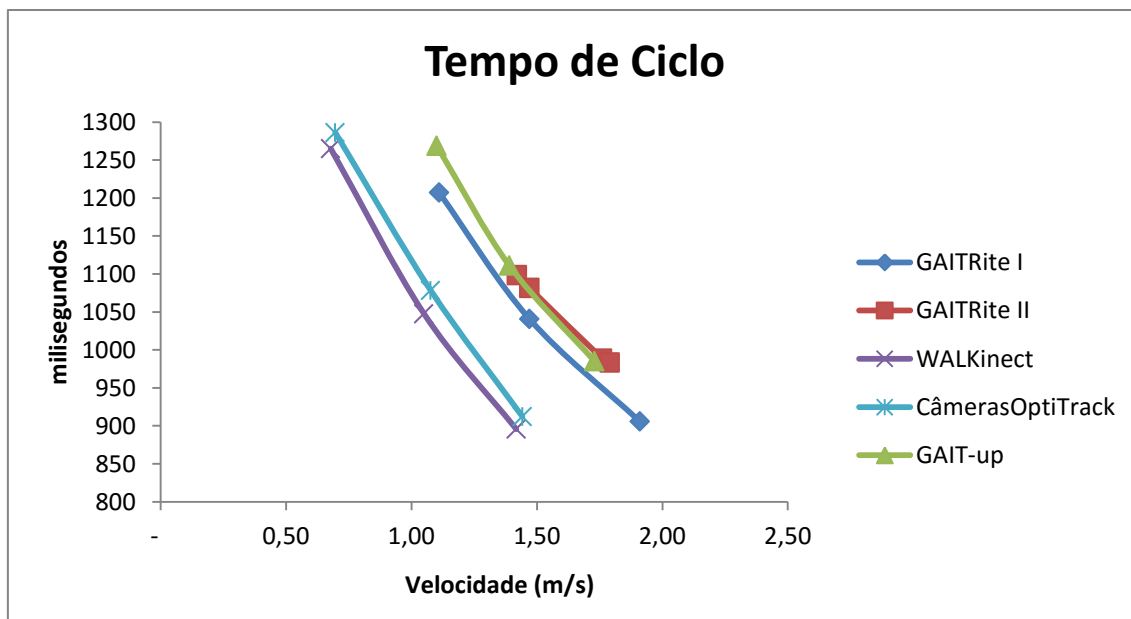


Figura 49 - Análise Comparativa - Tempo de Ciclo

Resultados WALKinect Report

	Teste 1	Desv.Pad	
Duração da Sessão	54,97	0,01	[s]
Distancia Percorrida	37,27	0,91	[m]
Velocidade Média	2,44	0,06	[km/h]
Passada Média (<i>Stride</i>)	0,88	0,07	[m]
Passo Médio Esquerdo	0,43	0,04	[m]
Passo Médio Direito	0,45	0,03	[m]
Tempo Médio de Ciclo	1.265,01	95,09	[ms]
Apoio Duplo	381,35	50,87	[ms]
Apoio Simples Esquerda	455,92	38,03	[ms]
Apoio Simples Direita	459,67	39,39	[ms]
Cadência	93,24	7,18	[min ⁻¹]

% Apoio Simples Médio/ Tempo de Ciclo

72%

% Duplo Apoio Médio/Tempo de Ciclo

30%

	Teste 2	Desv.Pad	
Duração da Sessão	54,97	0,02	[s]
Distancia Percorrida	77,92	2,75	[m]
Velocidade Média	5,10	0,18	[km/h]
Passada Média (<i>Stride</i>)	1,31	0,10	[m]
Passo Médio Esquerdo	0,64	0,05	[m]
Passo Médio Direito	0,67	0,05	[m]
Tempo Médio de Ciclo	895,65	50,23	[ms]
Apoio Duplo	171,55	27,74	[ms]
Apoio Simples Esquerda	371,75	23,97	[ms]
Apoio Simples Direita	377,88	23,20	[ms]
Cadência	130,62	7,15	[min ⁻¹]

% Apoio Simples Médio/ Tempo de Ciclo

84%

% Duplo Apoio Médio/Tempo de Ciclo

19%

	Teste 3	Desv.Pad	
Duração da Sessão	54,97	0,01	[s]
Distancia Percorrida	57,71	11,57	[m]
Velocidade Média	3,78	0,76	[km/h]
Passada Média (<i>Stride</i>)	1,12	0,17	[m]
Passo Médio Esquerdo	0,54	0,09	[m]
Passo Médio Direito	0,57	0,08	[m]
Tempo Médio de Ciclo	1.047,61	115,44	[ms]
Apoio Duplo	250,42	51,91	[ms]
Apoio Simples Esquerda	413,72	36,98	[ms]
Apoio Simples Direita	421,23	40,08	[ms]
Cadência	112,92	12,52	[min ⁻¹]
% Apoio Simples Médio/ Tempo de Ciclo	80%		
% Duplo Apoio Médio/Tempo de Ciclo	24%		

Resultado Sistema de Câmeras

	Teste 1	Desv.Pad	
Duração da Sessão	55,00	-	[s]
Distancia Percorrida	38,27	0,65	[m]
Velocidade Média	2,50	0,04	[km/h]
Passada Média (<i>Stride</i>)	0,90	0,07	[m]
Passo Médio Esquerdo	0,45	0,04	[m]
Passo Médio Direito	0,45	0,03	[m]
Tempo Médio de Ciclo	1.286,28	96,26	[ms]
Apoio Duplo	353,29	45,66	[ms]
Apoio Simples Esquerda	475,26	35,12	[ms]
Apoio Simples Direita	471,75	34,26	[ms]
Cadência	92,83	7,25	[min ⁻¹]

% Apoio Simples Médio/ Tempo de Ciclo	74%
% Duplo Apoio Médio/Tempo de Ciclo	27%

	Teste 2	Desv.Pad	
Duração da Sessão	55,00	-	[s]
Distancia Percorrida	79,30	1,30	[m]
Velocidade Média	5,19	0,08	[km/h]
Passada Média (<i>Stride</i>)	1,33	0,07	[m]
Passo Médio Esquerdo	0,67	0,04	[m]
Passo Médio Direito	0,67	0,04	[m]
Tempo Médio de Ciclo	912,34	49,53	[ms]
Apoio Duplo	162,54	18,46	[ms]
Apoio Simples Esquerda	379,42	20,36	[ms]
Apoio Simples Direita	379,99	21,47	[ms]
Cadência	130,35	7,22	[min ⁻¹]

% Apoio Simples Médio/ Tempo de Ciclo	83%
% Duplo Apoio Médio/Tempo de Ciclo	18%

	Teste 3	Desv.Pad	
Duração da Sessão	55,00	-	[s]
Distancia Percorrida	59,20	10,88	[m]
Velocidade Média	3,88	0,71	[km/h]
Passada Média (<i>Stride</i>)	1,16	0,14	[m]
Passo Médio Esquerdo	0,58	0,07	[m]
Passo Médio Direito	0,58	0,07	[m]
Tempo Médio de Ciclo	1.078,36	106,09	[ms]
Apoio Duplo	238,56	44,33	[ms]
Apoio Simples Esquerda	427,01	35,63	[ms]
Apoio Simples Direita	426,45	35,79	[ms]
Cadência	111,21	10,35	[min ⁻¹]

% Apoio Simples Médio/ Tempo de Ciclo	79%
% Duplo Apoio Médio/Tempo de Ciclo	22%

11. Conclusão

Esse trabalho tinha como proposta um estudo acerca da viabilidade do uso do sensor de movimento Microsoft Kinect para análises de marcha em sessões de fisioterapia. A partir de uma análise sobre os requisitos e delimitações do projeto, o sistema WALKinect foi definido como solução de baixo custo, fácil uso e como uma alternativa para realizar testes de marcha contínua. Utilizando uma esteira elétrica, esse sistema é capaz de capturar o movimento de caminhada de um usuário e processar os dados obtidos, fornecendo parâmetros de marcha relativos ao seu desempenho.

Um procedimento de validação foi aplicado ao sistema para verificar a confiabilidade dos dados obtidos pelo Kinect. Foram realizados testes de marcha em esteira, para três velocidades diferentes, com indivíduos adultos saudáveis. Simultaneamente, um sistema de captura de movimento baseado em câmeras também detectava o movimento dos participantes do experimento. Uma análise estatística com testes de hipóteses foi realizada entre as amostras do WALKinect e da câmera, a fim de verificar a acurácia do sensor Kinect. Os resultados dessa análise sugerem que existe um erro de caráter sistemático entre o sensor e o sistema de câmeras, e que pode ser ajustado para cada um dos parâmetros de marcha delimitados pelo projeto.

Uma outra análise de dados foi realizada, comparando resultados de experimentos semelhantes de caminhada para indivíduos saudáveis. Uma análise qualitativa do comportamento de alguns parâmetros de marcha em função da velocidade foi realizada. Estudos[??] revelam que a dinâmica de uma caminhada em esteira provoca uma alteração prevista em alguns parâmetros de marcha (cadência/tempo de ciclo, comprimento de passo), em relação a resultados esperados para uma caminhada livre. Observou-se que o WALKinect produziu resultados compatíveis com essa previsão.

Apesar das limitações de precisão do sistema, o caráter sistemático dos erros obtidos é minimizado pelo fato do foco das análises das sessões de fisioterapia serem comparativas. Ou seja, o sistema WALKinect se mostrou apto a medir o progresso de um paciente entre sessões de reabilitação de marcha.

Observa-se ainda um grande campo de melhorias para o projeto. As aplicações de alguns filtros no software de captura do Kinect podem contribuir para uma melhor aquisição de dados do sensor; adição de novos parâmetros de marcha ainda não incorporados ao sistema; conexão com um ambiente de realidade virtual, com potencial para aumentar o nível de motivação do usuário durante o tratamento, além de combinar exercícios motores com aspectos cognitivos.

Baseando-se nos resultados obtidos por esse projeto, acredita-se que o sistema tenha potencial Para ser testado e validado para indivíduos não-saudáveis.

12. Bibliografia

- [1] Sun, B. Lui, X. Wu, X. Wang, H. Human Gait Modeling and Gait Analysis Based on Kinect. In: Robotics and Automation (ICRA), IEEE International Conference on, 2014. p.3173-3178.
- [2] Cancela, J. Arredondo, M.T. Hurtado, O. Proposal of a KinectTM-based system for gait assessment and rehabilitation in Parkinson's disease. In: Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2014 36th Annual International Conference of the IEEE. p.4519-4522.
- [3] Montero Odasso, M. Oteng-Amoako, A. Speechley, M. Gopaul, K. Beauchet, O. Annweiler, C. Muir-Hunter, SW. The motor signature of mild cognitive impairment: results from the gait and brain study. J Gerontol A Biol Sci Med Sci. 2014 Nov; Vol. 69, No. 11, p. 1415-1421. doi: 10.1093/gerona/glu155. Epub 2014 Sep 2. PMID: 25182601
- [4] Barzilay, O. Wolf, A. Adaptive rehabilitation games. In: 2013 Journal of Electromyography and Kinesiology. Vol. 23, Issue 1, February 2013, p. 182–189.
- [5] Zimmerli, L. Duschau-Wicke, A. Mayr, A. Riener, R. Lünenburger, L. Virtual Reality and Gait Rehabilitation, Augmented Feedback for the Lokomat. In: Virtual Rehabilitation International Conference, 2009.p.150-153.
- [6] Zimmerli, L. Jacky, M. Lunenburger, L. Riener, R. Bolliger, M. Increasing Patient Engagement During Virtual Reality-Based Motor Rehabilitation. In: Archives of Physical Medicine and Rehabilitation; Vol. 94, Issue 9, September 2013, p. 1737–1746.
- [7] Yeha, S. Huangb, M. Wang, P. Fangc, T. Sua, M. Tsaig, P. Rizzoha, A. Machine learning-based assessment tool for imbalance and vestibular dysfunction with virtual reality rehabilitation system. In: Computer Methods and Programs in Biomedicine, Vol. 116, Issue 3, October 2014, p. 311–318.
- [8] Regenbrecht, H. Hoermann, S. McGregor, G. Dixon, B. Franz, E. Ott, C. Hale, L. Schubert, T. Hoermann, J. Visual manipulations for motor rehabilitation. In: Computer & Graphics. Vol. 36, Issue 7, November 2012, p. 819–834.
- [9] Hoffman, HG. Patterson, DR. Seibel, E. Soltani, M. Jewett-Leahy, L. Sharar, SR. Virtual reality pain control during burn wound debridement in the hydrotank. In: Clin J Pain 2008. p. 299–304.
- [10] Feintuch, U. Tuchner, M. Lorber-Haddad, A. Meiner, Z. Shiri, S. VirHab - A virtual reality system for treatment of chronic pain and disability. In: Virtual Rehabilitation International Conference, 2009.p.83-86.
- [11] Slater, M. Spanlang, B. Sanchez-Vives, M. Blanke, O. First person experience of body transfer in virtual reality. PLoS ONE 2010; Vol. 5, No. 5: e10564, <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0010564>.
- [12] Kim, S.I. Song, I. Cho, S. Kim, I.Y. Ku, J. Kang, Y.J. Jang, D.P. Proprioception rehabilitation training system for stroke patients using virtual reality technology. In:

Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE.p.4621-4624.

[13] Galna, B. Barry, G. Jackson, D. Mhiripiri, D. Olivier, P. Rochester, L. Accuracy of the Microsoft Kinect sensor for measuring movement in people with Parkinson's Disease. In: Gait & Posture, Vol. 39, Issue 4, April 2014, p.1062–1068.

[14] Chang, Y. Chen, S. Huang, J. A Kinect-based system for physical rehabilitation: A pilot study for young adults with motor disabilities. In: Research in Developmental Disabilities, Vol. 32, No. 6, 2011, p. 2566-2570.

[15] Microsoft. Develop with Kinect to Change the World. Disponível em <<http://www.microsoft.com/en-us/Kinectforwindows/>>. Último acesso em 10 de abril de 2015.

[16] Microsoft. Kinect for Windows Sensor Components and Specifications. Disponível em <<https://msdn.microsoft.com/en-us/library/jj131033.aspx>>. Último acesso em 10 de abril de 2015.

[17] Microsoft. Componentes do sensor Kinect. Disponível em <<http://support.xbox.com/pt-BR/Kinect/setup-and-playspace/Kinect-sensor-components>>. Último acesso em 10 de abril 2015.

[18] Microsoft. Programming with the Kinect for Windows SDK, 2011. Disponível em: <http://research.microsoft.com/en-us/events/fs2011/jancke_Kinect_programming.pdf>. Último acesso em 10 abril 2015.

[19] Suma, E.A. Lange, B. Rizzo, A.S. Krum, D.M. Bolas, M. The Flexible Action and Articulated Skeleton Toolkit. In: Virtual Reality Conference (VR), 2011 IEEE; 2011.p.247-248.

[20] Lange, B. Chang, C. Suma, E. Newman, B. Rizzo, A.S. Bolas, M. Development and evaluation of low cost game-based balance rehabilitation tool using the microsoft Kinect sensor. In: Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE; 2011.p. 1831-1834.

[21] Vicon Motion Systems Ltd. Programming with the Kinect for Windows SDK, 2011. Disponível em: <http://research.microsoft.com/en-us/events/fs2011/jancke_Kinect_programming.pdf>. Último acesso em 10 de abril de 2015.

[22] Hocoma. Lokomat Pro – Functional Robotic Gait Therapy. Disponível em: <http://www.hocoma.com/fileadmin/user/Dokumente/Lokomat/bro_LokomatPro_141008_en.pdf>. Último acesso em 15 de maio de 2015.

[23] Xu, X. McGorry R.W. The validity of the first and second generation Microsoft Kinect™ for identifying joint center locations during static postures. In: Applied Ergonomics, Vol. 49, 2015. p.47-54.

- [24] Zimmerli, L. Duschau-Wicke, A. Mayr, A. Riener, R. Lünenburger, L. Virtual Reality and Gait Rehabilitation, Augmented Feedback for the Lokomat. Virtual Rehabilitation International Conference, 2009. P.150-153.
- [25] Demiris, G, Rantz, M. Aud, M. Marek, K. Tyrer, H. Skubic, M. Hussam, A. Older adults' attitudes towards and perceptions of 'smarthome' technologies: A pilot study. In: Med. Inform. Internet Med.,vol. 29, no. 2, Jun. 2004. pp. 87–94.
- [26] Stone, E.E. Skubic, M. Unobtrusive, Continuous, In-Home Gait Measurement Using the Microsoft Kinect. In: Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, Vol. 60, Issue 10, 2013. p.2925-2932.
- [27] Stone, E.E. Skubic, M. Evaluation of an Inexpensive Depth Camera for Passive In-Home Fall Risk Assessment. In: Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth), 2011 5th International Conference on; 2011.p. 71-77.
- [28] Obdrzalek, S. Kurillo, G. Ofli, F. Bajacsy, R. Seto, E. Jimison, H., et al. Accuracy and robustness of Kinect pose estimation in the context of coaching of elderly population. In: Engineering in medicine and biology society (EMBC), 2012 annual international conference of the IEEE; 2012.p. 1188–1193.
- [29] Schönauer, C. Pintaric, T. Kaufmann, H. Jansen-Kosterink, S. Vollenbroek-Hutten, M. Chronic Pain Rehabilitation with a Serious Game using Multimodal Input. In. Proceedings of the International Conference on Virtual Rehabilitation 2011, Switzerland, p. 1-8, 2011.
- [30] Procházka, A. Schätz, M. Ľupa, O. Yadollahi, M. Vyšata, O. Walls, M. The MS Kinect image and depth sensors use for gait features detection. In: Image Processing (ICIP), 2014 IEEE International Conference on, 2014. p.2271-2274.
- [31] Gabel, M. Gilad-Bachrach, R. Renshaw, E. Schuster, A. Full body gait analysis with Kinect. In: Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE. p.1964-1967.
- [32] Clark, R. Vernon, S. Mentiplay, B. Miller, K. McFGinley, J. Pua, Y. Paterson, K. Bower, K. Instrumenting gait assessment using the Kinect in people living with stroke: reliability and association with balance tests. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. Vol. 12, 2015.
- [33] Auvinet, E. Multon, F. Aubin, C. Meunier, J. Raison, M. Detection of gait cycles in treadmill walking using a Kinect. In: Gait & Posture, Vol 41, Issue 2, 2015, p.722-725.
- [34] Hocoma. Lokomat Pro – Functional Robotic Gait Therapy. Disponível em: <http://www.hocoma.com/fileadmin/user/Dokumente/Lokomat/bro_LokomatPro_141008_en.pdf>. Último acesso em 15 de maio de 2015.

- [35] CAREN – Computer Assisted Rehabilitation Environment. Disponível em: <<http://www.motekmedical.com/products/caren/>>. Último acesso em 13 de junho de 2015.
- [36] [gait1] Bilney, B. Morris, M. Webster, K. Concurrent related validity of the GAITRite[†] walkway system for quantification of the spatial and temporal parameters of gait. In: Gait Posture. 2003 Feb;17(1):68-74.
- [37] van Uden, C. Bresser, M. Test-retest reliability of temporal and spatial gait characteristics measured with an instrumented walkway system (GAITRite[®]). In: BMC Musculoskelet Disord. 2004; 5: 13.
- [38] Schwameder, H. Andress, M. Graf, E. Strutzenberger, G. Validation of an IMU system (Gait Up) to identify gait parameters in normal and induced limping walking conditions. ISBS 2015
- [39] Stolze, H. Kuhtz-Buschbecka, J.P. Mondwurf, C. Boczek-Funcke, A. Johnk, K. Deuschl, G. Illert, M. Gait analysis during treadmill and overground locomotion in children and adults. In:Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control Volume 105, Issue 6, December 1997, Pages 490–497
- [40] Basic biomechanics of the musculoskeletal system/[edited by] Margareta Nordin, Victor H. Frankel ; Dawn Leger, developmental editor. – 4th ed.p. 426-443.
- [41] Estatística - Pedro Luiz De Oliveira Costa Neto, EDGARD BLUCHER. 2ª edição.