

UNIVERSIDADE ESTADUAL DO MARANHÃO
CENTRO DE CIÊNCIAS TECNOLÓGICAS
CURSO DE ENGENHARIA DA COMPUTAÇÃO

RAYSSA LOPES CAMPOS

**ESTUDO DAS TECNOLOGIAS DE CAPTURA DE DADOS
PARA A ANÁLISE DA MARCHA HUMANA**

São Luís

2017

UNIVERSIDADE ESTADUAL DO MARANHÃO
CENTRO DE CIÊNCIAS TECNOLÓGICAS
CURSO DE ENGENHARIA DA COMPUTAÇÃO

RAYSSA LOPES CAMPOS

**ESTUDO DAS TECNOLOGIAS DE CAPTURA DE DADOS
PARA A ANÁLISE DA MARCHA HUMANA**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à
Universidade Estadual do Maranhão, como re-
quisito necessário para a obtenção do Grau de
Bacharel em Engenharia da Computação com
ênfase em Automação e Controle.

São Luís

2017

Campos, Rayssa Lopes.

Estudo das tecnologias de captura de dados para análise da marcha humana / Rayssa Lopes Campos. – São Luís, 2017.

46 f.

Monografia (Graduação) – Curso de Engenharia de Computação, Universidade Estadual do Maranhão, 2017.

Orientador: Prof. Me. Denner Robert Rodrigues Guilhon.

1. Marcha humana. 2. Captura de dados. 3. Tecnologias.
4. Wearable. 5. Non-wearable. I. Título.

RAYSSA LOPES CAMPOS

**ESTUDO DAS TECNOLOGIAS DE CAPTURA DE DADOS
PARA A ANÁLISE DA MARCHA HUMANA**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Universidade Estadual do Maranhão, como requisito necessário para a obtenção do Grau de Bacharel em Engenharia da Computação com ênfase em Automação e Controle.

Trabalho aprovado. São Luís, 28 de junho de 2017.

**Msc. Denner Robert Rodrigues
Guilhon**
Orientador

**Dr. Lúcio Flávio de Albuquerque
Campos**
Primeiro Membro da Banca

PhD. Mauro Sergio Silva Pinto
Segundo Membro da Banca

Dedico esse trabalho aos meus pais, a minha irmã e aos meus bebês.

AGRADECIMENTOS

Gostaria, primeiramente, de agradecer a Deus pela vida e pelas oportunidades que me foram dadas, e, principalmente, por ter me dado o maior presente que já recebi: minha família.

Agradeço, também, os maiores incentivadores, que sempre me amaram, apoiaram e me serviram como guias, os meus pais Antonia e Norberto e minha irmã, Laryssa Amélia. Aos bebês que me ensinaram com sua inocência, amor e companheirismo, como ser uma pessoa melhor e que mesmo distantes ainda marcam nossas vidas. E também a Luciana, que além de prima, é uma grande amiga.

Tenho que lembrar de pessoas fundamentais durante estes anos de UEMA, os meus amigos da turma 10.2 como Juliana, Andressa, Fabrício, Saulo, Sthephane e Iago, e dos meninos, companheiros de Automação e Controle, Pablo, Renan, Renato, Vinícius e Isaac. Devo agradecer uma pessoa em especial, a Arianne, que nunca desistiu de nossa amizade, mesmo eu sendo uma pessoa difícil. Obrigada, por todos esses anos de companheirismo, de risadas e estudo. Devo agradecer, também, a minha família brasileira/canadense: Mariane, Wellington, Samuel, Mayara e Amanda, quando eu me vi perdida em meio a um mundo diferente, vocês me deram auxílio, mesmo não sabendo.

Finalmente, tenho que agradecer, Denner Robert Rodrigues Guilhon, por ter aceitado me orientar, por sua paciência em consecutivas falhas minhas e por todo conhecimento passado em nossas conversas.

*"As palavras sempre ficam. Lembre-se
sempre do poder das palavras. Quem
escreve constrói um castelo e quem
lê passa a habitá-lo.
(Silvana Doboc)*

RESUMO

O avanço tecnológico possibilitou a criação de dispositivos capazes de realizar a captura e medição de informações sobre os vários parâmetros da marcha humana, proporcionando uma análise objetiva e eficiente destas características. Atualmente existem inúmeros dispositivos que realizam este tipo de aquisição e eles podem ser divididos em sensores *wearable* e *non-wearable*. A diferença entre estes dois tipos de tecnologia é que o *wearable* realiza a captura de dados através do contato direto com as pessoas, ou seja, os dispositivos são conectados ao corpo, enquanto que os *non-wearable* fazem a aquisição de forma não invasiva. Assim, o presente trabalho discorrerá sobre as características dos sensores, as aplicações, vantagens e desvantagens destes dois tipos de tecnologia, e também, fará a comparação entre eles.

Palavras-chave: Marcha humana. Captura de dados. Tecnologias. *Wearable*. *Non-wearable*.

ABSTRACT

Technological advancements enabled the creation of devices capable of capturing and measuring information on the various parameters of human walk, providing an objective and efficient analysis of these characteristics. Nowadays, there are a lot of devices that can perform this acquisition and they can be divided into wearable and non-wearable sensors. The difference between these two kinds of technology is that the wearable performs the data capture through direct contact with people, i.e. the devices are connected to the body, while the non-wearable gets the data in a non-invasive way. Therefore, this text aims to present the main features of the sensors, the applications, advantages and disadvantages of these kinds of technology, as well as some comparison between them.

Keywords: Human walk. Data capture. Technologies. Wearable. Non-wearable.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Componentes que estabelecem a base funcional do sistema de comando e controle de movimento.	18
Figura 2 – Exemplificação do comprimento do passo e da passada	19
Figura 3 – Ciclo de Marcha	20
Figura 4 – Funcionamento das câmeras ToF	22
Figura 5 – Posicionamento da câmera ToF.	23
Figura 6 – A imagem obtida pela câmera ToF e os ângulos representados por cada marcador.	23
Figura 7 – Composição do Sensor Microsoft Kinect.	24
Figura 8 – Posicionamento do sensor Microsoft Kinect.	25
Figura 9 – Rotação do Kinect para maior cobertura do campo de visão.	25
Figura 10 – Representação das imagens obtidas pelo Kinect e o reconhecimento das partes do corpo.	26
Figura 11 – Determinação das áreas que melhor expressam o CoP.	27
Figura 12 – Posicionamento dos sensores na palmilha.	28
Figura 13 – Palmilha sensorizada utilizada na medicina esportiva.	29
Figura 14 – Sensor IMU posicionado no peito.	30
Figura 15 – Múltiplos posicionamentos do sensor.	30
Figura 16 – Posicionamento do IMU na cintura.	31
Figura 17 – Comparação dos dados obtidos em diferentes posicionamentos.	31
Figura 18 – Os elétrodos EMG invasivos e não-invasivos.	32
Figura 19 – Elétrodos com comunicação <i>wireless</i>	33
Figura 20 – Posicionamento dos elétrodos no quadríceps, no bíceps femoral e no sóleo.	33
Figura 21 – Posicionamento dos elétrodos no gastrocnêmio e sóleo.	34
Figura 22 – Músculos do Bíceps e Quadríceps (reto, vasto lateral e medial).	34
Figura 23 – Músculos sóleo e gastrocnêmio.	35

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Características de diferentes sensores de profundidade.	36
Tabela 2 – Características dos sensores <i>wearable</i>	37
Tabela 3 – Comparação entre os NWS e WS.	38
Tabela 4 – Classificação dos NWS existentes.	39
Tabela 5 – Classificação dos WS existentes.	40

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CoG	<i>Center of Gravity</i> (Centro de Massa)
CoM	<i>Center of Massa</i> (Centro de Massa)
CoP	<i>Center of Pressure</i> (Centro de Pressão)
IMU	<i>Inertial Measurement Unit</i> (Unidade de Medição Inercial)
IR	<i>Infrared</i> (Infravermelho)
NWS	<i>Not Wearable Sensors</i>
ToF	<i>Time of flight</i>
VM	Velocidade de Marcha
WS	<i>Wearable Sensors</i>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
2	OBJETIVOS	16
2.1	Objetivo Geral	16
2.2	Objetivos Específicos	16
3	JUSTIFICATIVA	17
4	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	18
4.1	Marcha Humana	18
4.1.1	Velocidade de Marcha	19
4.1.2	Comprimento da Passada e do Passo	19
4.1.3	Ciclo de Marcha	20
4.2	Centro de Massa	21
4.3	Centro de Pressão	21
4.4	Tecnologias de Captura de Dados da Marcha Humana	21
4.4.1	Sensores <i>Non-Wearable</i>	21
4.4.1.1	Câmeras ToF	22
4.4.1.2	Kinect	24
4.4.2	Sensores <i>Wearable</i>	27
4.4.2.1	Sensor de Pressão <i>in-shoe</i>	27
4.4.2.2	IMU	29
4.4.2.3	Eletromiografia	32
5	DISCUSSÃO	36
5.1	Análise das Características dos sensores <i>Non-Wearable</i>	36
5.2	Análise das Características dos sensores <i>Wearable</i>	37
5.3	Comparação entre o NWS e WS	39
6	CONSIDERAÇÕES FINAIS	41
6.1	Trabalhos Futuros	41
	REFERÊNCIAS	43

1 INTRODUÇÃO

O interesse por estudar a marcha humana existe desde a época da Antiga Grécia, quando a primeira análise científica foi feita por Aristóteles em seu livro “Do Movimento dos Animais”, no qual ele utilizou métodos observacionais para descrever a ação muscular e o movimento. Durante o período renascentista, Leonardo da Vinci foi o pioneiro no estudo da anatomia humana, dando uma grande contribuição ao analisar a estrutura do corpo humano em relação ao desempenho, centro de gravidade, equilíbrio e centro de resistência. Além disso, identificou os músculos e nervos do corpo humano e descreveu a mecânica do corpo durante algumas posições e durante a marcha humana (LU; CHANG, 2012).

Outros cientistas contribuíram para o melhor entendimento da marcha humana, como Eadweard Muybridge e E'tienne-Jules Marey. Eles foram uns dos pioneiros na adoção de tecnologias para o entendimento da marcha, abandonando a ciência apenas observacional/descritiva e utilizando métodos de medidas quantitativas. Muybridge viu que alguns movimentos não eram possíveis de serem capturados a olho nu. Então ele criou uma câmera que possuía alta velocidade de captura e gravou os movimentos de pessoas e animais, sendo capaz de obter dados mais precisos (LU; CHANG, 2012). Marey utilizou a cronofotografia, criado por ele e inspirado na câmera de Muybridge, para medir o esforço exercido em cada momento da marcha, além de ter inventado um dispositivo *in-shoe* responsável por registrar a pressão e a duração do contato do pé durante a marcha (LU; CHANG, 2012), (ABU-FARAJ et al., 2015).

Já na década de 1950, após a Segunda Guerra Mundial, houve a necessidade de cuidar dos veteranos aposentados que sofreram lesões nos membros e que precisavam de tratamento ortopédico, próteses, órteses e posterior reabilitação para recuperação de atividades funcionais. Essa necessidade acabou atraindo um número grande de pesquisadores que estudaram a marcha humana para proporcionar melhores serviços médicos e atingir os objetivos dos tratamentos. O trabalho realizado por estes pesquisadores acabou servindo como base para muitas das técnicas fundamentais atualmente utilizadas para o estudo da locomoção humana (LU; CHANG, 2012), (ABU-FARAJ et al., 2015), (ANDRIACCHI; ALEXANDER, 2010).

A análise de marcha, hoje em dia, utiliza diferentes tecnologias para realizar a captura e medição de informações relacionadas aos vários parâmetros da caminhada. Estes dispositivos permitem que seja feita uma avaliação objetiva e eficiente dos parâmetros, fornecendo uma grande quantidade de informações sobre estas características (TARNITA, 2016). Estes dispositivos que realizam a captura de dados para a análise da marcha humana podem ser classificados em sensores *wearable e non-wearable*.

O presente trabalho discorrerá sobre as tecnologias de captura de dados da marcha humana, abordando as características, aplicações, vantagens e desvantagens entre os sensores *wearable e non-wearable*.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

Desenvolver um estudo sobre as tecnologias de captura de dados, abordando suas características, vantagens e desvantagens para que sirva de referência para futuros trabalhos que envolvam a análise da marcha humana.

2.2 Objetivos Específicos

1. Levantar o estado da arte em relação às tecnologias utilizadas para fazer a captura de dados da Marcha Humana;
2. Buscar material bibliográfico que fundamente estas tecnologias;
3. Utilizar bibliografia para estudar as características dos dispositivos *wearable* e *non-wearable*;
4. Comparar a captura por dispositivos *wearable* e *non-wearable*.

3 JUSTIFICATIVA

A marcha humana poder ser muitas vezes afetada por patologias que foram ocasionadas por lesões neuromusculares ou musculoesqueléticas. Realizar a análise da caminhada é importante para entender e extrair características do movimento possibilitando o diagnóstico e a reabilitação do paciente. Esta, também, pode ser aplicada na prevenção de quedas, para pessoas que possuem maior suscetibilidade de cair como idosos ou pessoas que sofreram AVC. Assim como, na medicina esportiva, na prevenção de lesões e no aperfeiçoamento dos atletas e na biometria, identificação de pessoas.

A análise do movimento pode ser uma tarefa difícil, visto que alguns dos parâmetros não podem ser obtidos somente através da observação. Sabendo dessa necessidade, houve o maior investimento em tecnologias que possibilitaram a obtenção destas características.

No Brasil, assim como em outros países emergentes, o acesso a diagnósticos e tratamentos relacionado a patologias da caminhada é quase inexistente, isso se deve à precariedade na assistência primária de saúde e de haver poucos profissionais que se dediquem a essa área. Além disso, a implantação de laboratórios completos e modernos para o estudo da locomoção humana tem custo elevado, chegando a custar duzentos e cinquenta mil dólares, fazendo com que aquisição destas tecnologias não seja tão viável.

Como foi mencionado anteriormente, as tecnologias de captura de dados têm uma fundamental importância para a análise da marcha humana, portanto, é essencial estudar estas ferramentas, abordando as características, as vantagens e desvantagens de cada uma destas criando, assim, um material que sirva como referência a trabalhos futuros.

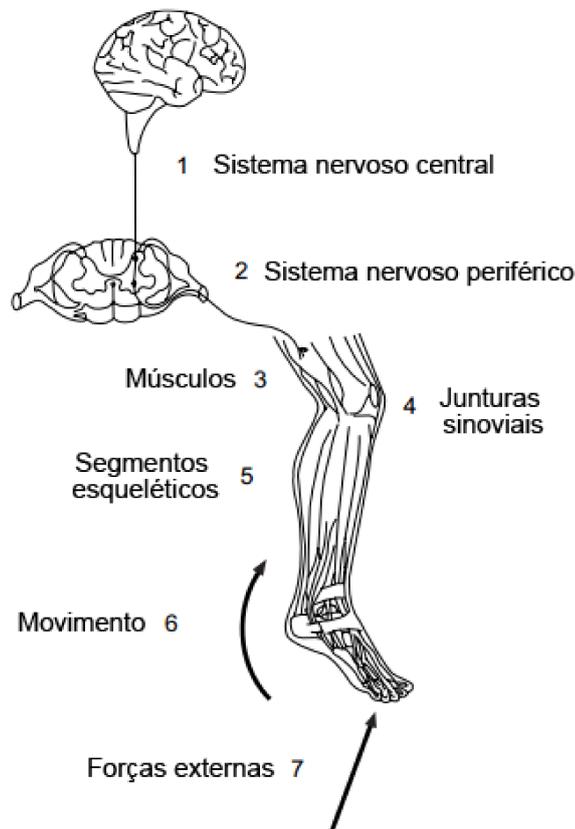
4 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Este capítulo tem como objetivo abordar os principais assuntos que serviram como base para o desenvolvimento deste trabalho.

4.1 Marcha Humana

A marcha humana é o mecanismo que promove o deslocamento do corpo entre dois pontos de maneira segura e eficiente (WINTER, 1987). Esta é uma tarefa complexa que envolve várias partes do corpo humano, como: o sistema nervoso central, o periférico e o musculoesquelético. Ou seja, esta é uma tarefa que exige interações complexas e coordenação entre as principais articulações do corpo (VAUGHAN; DAVIS; O'CONNOR, 1992).

Figura 1 – Componentes que estabelecem a base funcional do sistema de comando e controle de movimento.



Fonte: Adaptado de Vaughan, Davis e O'Connor (1992)

Para a marcha acontecer é necessário que uma sequência de fatos ocorra, primeiro,

há o registro e ativação do comando de marcha no sistema nervoso central (Figura 1). Depois os sinais são transmitidos para o sistema nervoso periférico, então há contração dos músculos que desenvolve tensão e a geração de forças nas juntas sinoviais. Logo em seguida, a força das juntas são reguladas pelos segmentos esqueléticos. E por fim, há o deslocamento dos segmentos, originando a marcha e a geração de forças de reação no solo (VAUGHAN; DAVIS; O'CONNOR, 1992).

O interesse pela análise da marcha acontece porque a avaliação do movimento produz informações sobre características anormais (patologias) que não são diretamente observáveis, exceto pelo uso de técnicas altamente invasivas. A análise é feita a partir dos parâmetros da marcha, e dependendo do campo de pesquisa estes variam. No entanto, alguns destes são os mais abordados, como: a velocidade de marcha, o comprimento do passo e da passada, a cadência (número de passos por unidade de tempo), a largura do passo e o ciclo de marcha (WINTER, 1987).

4.1.1 Velocidade de Marcha

Segundo Winter (1987), a velocidade de marcha é a velocidade média do corpo, medido ao longo de um ou mais períodos de passada. A VM é confiável e sensível e está correlacionada com a capacidade funcional e o equilíbrio. Além disso, tem o potencial para prever o estado de saúde futuro e o declínio funcional, e, também, auxilia na previsão de quedas e é um fator discriminante na determinação do potencial para reabilitação (FRITZ; LUSARDI, 2009).

4.1.2 Comprimento da Passada e do Passo

Segundo Winter (1987), o comprimento da passada é a distância coberta durante uma passada, ou seja, a distância coberta pelo mesmo pé desde o primeiro contato inicial até o próximo. Já o comprimento do passo é a distância medida de um ponto em um pé para o mesmo ponto do outro pé, expresso em metros (Figura 2).

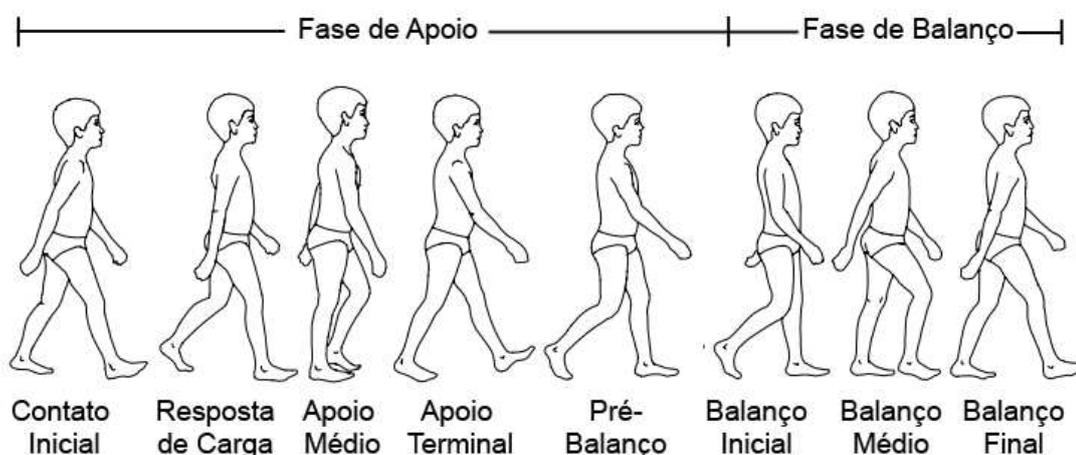


Fonte: Adaptado de Vaughan, Davis e O'Connor (1992)

4.1.3 Ciclo de Marcha

O ciclo de marcha é definido como o intervalo de tempo entre duas ocorrências sucessivas de um dos eventos repetitivos da marcha. Estes eventos que se repetem definem as diferentes fases do ciclo de marcha. Estas fases são definidas de acordo com o contato com o solo e por convenção a marcha se inicia com o primeiro contato do calcanhar no solo. O ciclo é dividido em duas partes: fase de apoio, o pé toca o chão, e corresponde a 60% do ciclo; e de balanço, o mesmo pé não está em contato com o chão, e representa os 40% restantes (SOUTAS, 2005).

Figura 3 – Ciclo de Marcha



Fonte: Adaptado de Vaughan, Davis e O'Connor (1992)

A fase de apoio divide-se em contato inicial (*initial contact*), resposta de carga (*loading response*), apoio médio (*midstance*), apoio terminal (*terminal stance*) e pré-balanço (*preswing*) (TAO et al., 2012). O contato inicial é o curto período que se inicia no momento em que o calcanhar do pé de referência (direito) toca no chão. Durante esta fase, um pé começa a perder o contato com o solo enquanto o outro começa a suportar o peso corporal. A resposta de carga inicia-se quando o pé está totalmente apoiado no chão, e corresponde ao curto período onde ambos os pés tocam o chão. Esta fase termina quando o pé oposto se eleva. No apoio médio, o outro membro avança sobre o pé estacionário enquanto o joelho e o quadril se estendem. Logo, esta começa quando o outro pé é levantado e continua até o peso corporal estar alinhado sobre o antepé. O apoio terminal começa com o calcanhar se elevando e continua até o outro pé atingir o solo. O pré-balanço começa com o contato inicial do membro oposto e termina com a elevação do pé referência (MAFRA, 2012).

Na fase de balanço, as etapas são: balanço inicial (*initial swing*), balanço médio (*midswing*) e balanço final (*terminal swing*) (TAO et al., 2012). O balanço inicial tem início quando o pé posterior sai do chão para avançar e termina quando o outro pé se encontra

no fim da fase de apoio médio. A fase de balanço médio começa quando o membro em movimento está alinhado com que está apoiado e termina quando o que está em movimento está para frente. No balanço final, a perna continua a mover-se para frente até tocar no chão e aí começa um novo ciclo (MAFRA, 2012).

4.2 Centro de Massa

O Centro de Massa é um ponto que se comporta como se toda a massa do corpo estivesse concentrada sobre ele. É uma variável passiva, controlada pelo sistema de controle de equilíbrio. A projeção vertical da CoM no chão é frequentemente chamada de centro de gravidade (WINTER, 1995). E esta variável é um fator chave na análise da marcha humana, pois reflete o movimento de todo o corpo. E a alteração da trajetória do CoM corporal pode indicar uma manifestação clínica de uma patologia subjacente (LULIC; MUFTIC, 2002).

4.3 Centro de Pressão

Esta é a localização do ponto de aplicação da resultante das forças verticais exercidas na superfície de apoio, e representa uma média ponderada de todas as pressões sobre a superfície em contato com o solo.

A distribuição do CoP é terminada a partir do contato dos pés com o solo. Se um pé estiver no chão, o CoP fica neste pé. Se ambos estiverem em contato com o solo, o CoP fica em algum lugar entre os dois, dependendo do peso relativo tomado por cada pé. Assim, quando ambos estão em contato, há a separação do CoP para cada um (WINTER, 1995).

4.4 Tecnologias de Captura de Dados da Marcha Humana

A captura de dados da marcha humana podem ser feita por diversos tipos de dispositivos que capturam e medem as informações relacionados aos parâmetros da marcha. Estas podem ser separadas em sensores *wearable* e *non-wearable*. As seções a seguir exploram estas tecnologias descrevendo alguns dos estudos que demonstram a validade destes sensores na análise e reconhecimento da marcha humana.

4.4.1 Sensores *Non-Wearable*

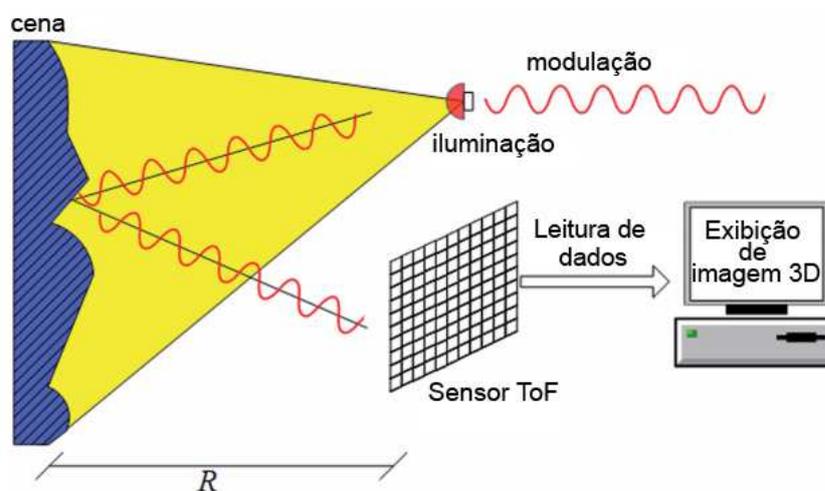
Os sensores *non-wearable* ou NWS (*non-wearable sensors*) são dispositivos que fazem a aquisição dos dados sem haver a necessidade de serem "vestidos" ou conectados aos corpos das pessoas. Existem diversos tipos de dispositivos que fazem a captura dos dados, no entanto, aqui será apresentado os dois sensores que são mais utilizados para realizar esta tarefa.

4.4.1.1 Câmeras ToF

Os primeiros protótipos de câmeras ToF (*Time of Flight*) para uso civil foi desenvolvido no final da década de 90 (PIATTI; RINAUDO, 2012). Estes dispositivos fornecem imagens de profundidade de modo que cada *pixel* da imagem inclui informações sobre a distância entre o sensor e o objeto observado em alta taxa de *frames* (WIEDEMANN et al., 2008).

Segundo Silva e Centeno (2015), a câmera ToF utiliza o princípio da onda contínua para medir a distância entre ela e a cena. Esta distância é calculada tendo como base a diferença de fase entre o sinal modulado de onda emitido por uma unidade de iluminação e o sinal demodulado recebido pelo sensor ToF, como é mostrado na Figura 4. A modulação é a alteração da frequência ou da amplitude da onda, para transmitir um sinal em uma onda portadora. A demodulação consiste na detecção da onda portadora e extração do sinal modulado. A cena é capturada em três dimensões a partir da medida da amplitude para cada pixel (LI et al., 2015).

Figura 4 – Funcionamento das câmeras ToF

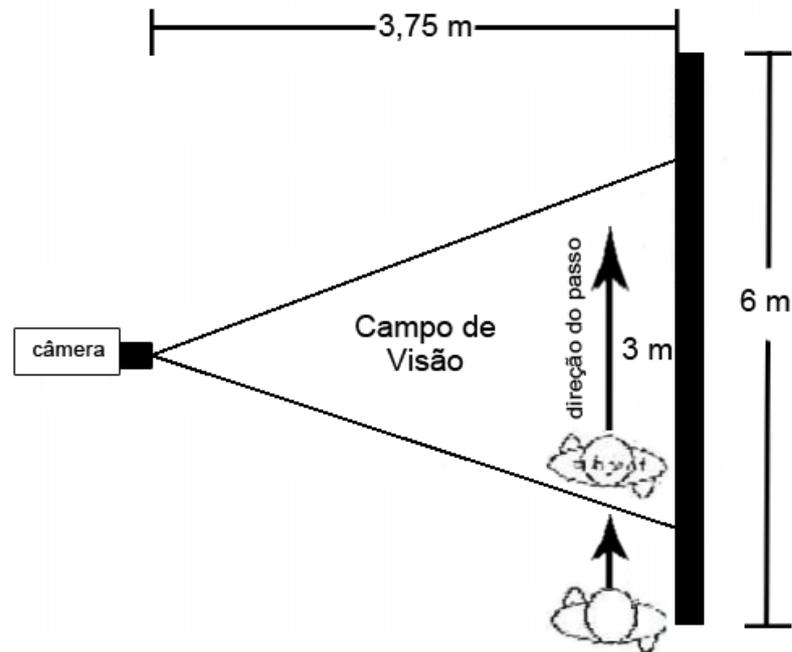


Fonte: Adaptado de Soutas (2005)

O posicionamento do sensor depende da configuração da câmera ToF que está sendo utilizada, como exemplo tem-se a SR-4000 utilizada por Derawi, Ali e Cheikh (2011) no qual o comprimento do campo de visão tem cerca de 3 metros, conforme é mostrado na Figura 5. As pessoas foram convidadas a caminhar por um percurso marcado no chão e elas deveriam fazer o caminho de ida e volta 10 vezes para obter todos os ciclos da marcha. A câmera foi colocada em um tripé a 0.7 metros do chão, com uma inclinação de 5 graus, conforme recomendado no manual do dispositivo.

Outros estudos utilizaram a mesma tecnologia para fazer a análise da marcha humana. Jensen, Paulsen e Larsen (2009) tiveram como objetivo descobrir, a partir da

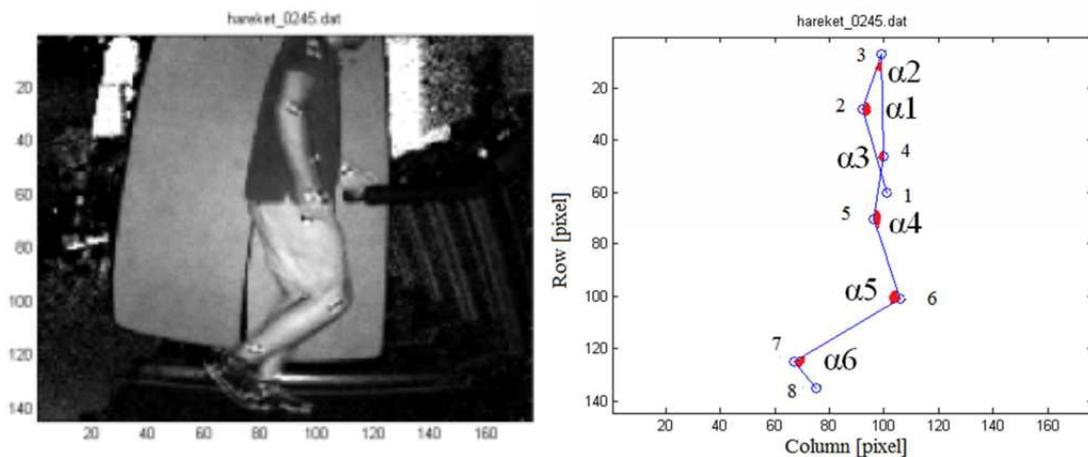
Figura 5 – Posicionamento da câmera ToF.



Fonte: Adaptado de Derawi, Ali e Cheikh (2011)

análise das imagens, a velocidade e a cadência. A câmera utilizada também foi a SR-4000 e ao invés de estabelecer um percurso marcado no chão, eles utilizaram uma esteira. E Altuntas et al. (2016) comprovaram que as câmeras ToF são capazes de captar corretamente as características do movimento, a partir da medição dos ângulos formados por cada junta do corpo durante toda a marcha (Figura 6).

Figura 6 – A imagem obtida pela câmera ToF e os ângulos representados por cada marcador.

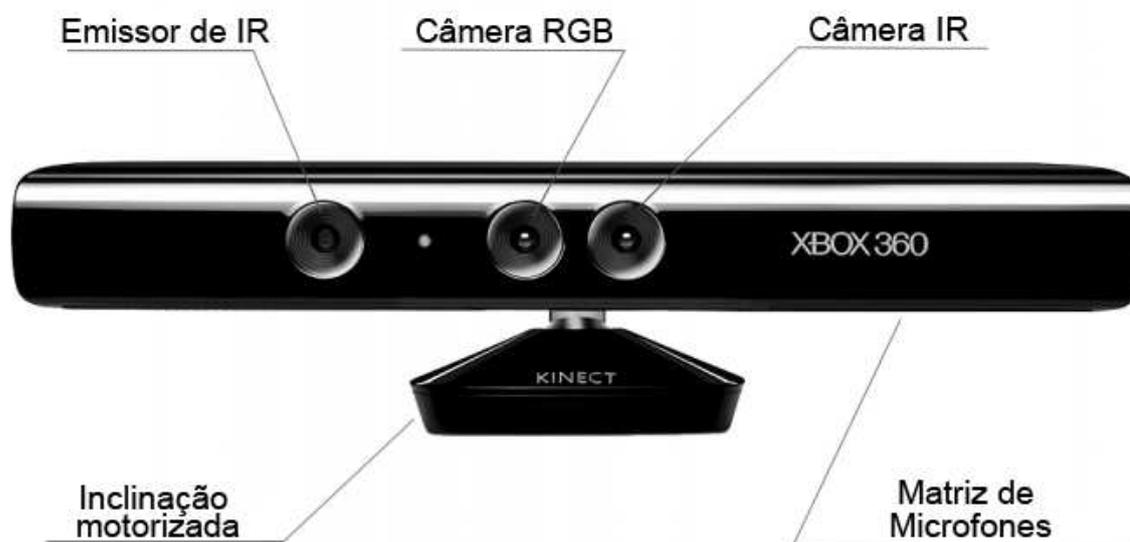


Fonte: Adaptado de Altuntas et al. (2016)

4.4.1.2 Kinect

O Microsoft Kinect foi originalmente desenvolvido para interação das pessoas com os jogos para o console Xbox 360 em colaboração da Microsoft com a empresa israelense, PrimeSense. Segundo Barbato, Orlandi e Panella (2016) e Mankoff e Russo (2012), este sensor tem a capacidade de rastrear movimentos, identificar gestos e reconhecer vozes e de fornecer dados 3D em alta resolução espacial e resolução de distância, além de oferecer feedback em tempo real, coleta de dados simples, ser mais barato, leve e menor do que vários dispositivos utilizados para a mesma aplicação.

Figura 7 – Composição do Sensor Microsoft Kinect.



Fonte: Adaptado de Barbato, Orlandi e Panella (2016)

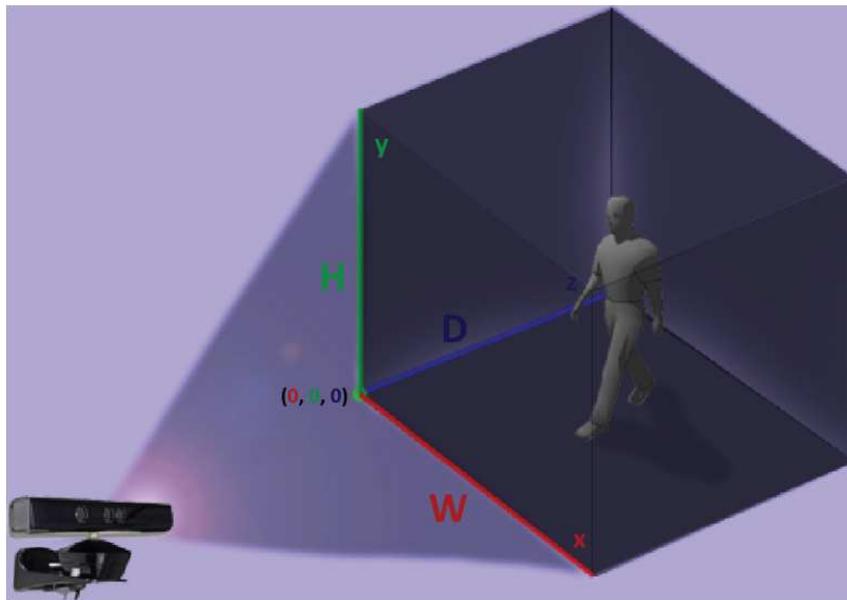
Este sensor é composto por uma câmera RGB, um projetor infravermelho (IR), uma câmera IR, uma matriz de microfones linear, feita por quatro transdutores unidirecionais e um motor localizado na base, responsável por inclinar verticalmente o sensor em ± 27 graus e um acelerômetro de múltiplos eixos, que possibilita determinar a orientação atual do Kinect (Figura 7) (MICROSOFT, 2015). Além de possuir um processador CMOS PS-1080, que é capaz de capturar os dados do sensor infravermelho, fornecendo dados de profundidade em tempo real (GNECCO et al., 2012).

O Kinect detecta a distância entre ele mesmo e os objetos presentes em um campo de visão. Esta detecção é feita através da projeção de um padrão de pontos infravermelhos na cena que é gravado pela câmera infravermelha. O Kinect calcula a distância do objeto na cena fazendo a comparação entre o padrão de pontos projetados (que são conhecidos) e o padrão gravado para o objeto. Usando este método, esta diferença é usada para construir

o mapa de distância 3D da cena (MANKOFF; RUSSO, 2012).

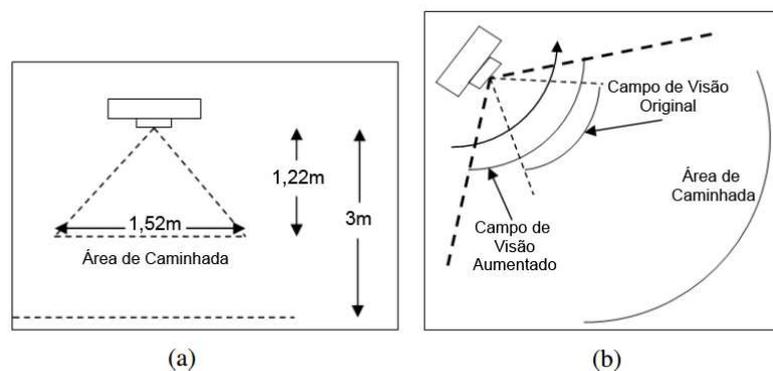
A área que o Kinect pode cobrir é determinada pelas limitações da tecnologia de detecção. O sensor consegue gravar a uma distância de 0.8 até 4 metros da câmera (no eixo z). Os eixos x e y são determinados pelo ângulo de gravação (Figura 8). Horizontalmente, este cobre o espaço de 57.5 graus (eixo x), enquanto verticalmente, este cobre um espaço de 43.5 graus (eixo y) com ± 27 graus devido à capacidade de inclinar o dispositivo (MILOVANOVIC; MINOVIC; STARCEVIC, 2013).

Figura 8 – Posicionamento do sensor Microsoft Kinect.



Fonte: Adaptado de Milovanovic, Minovic e Starcevic (2013)

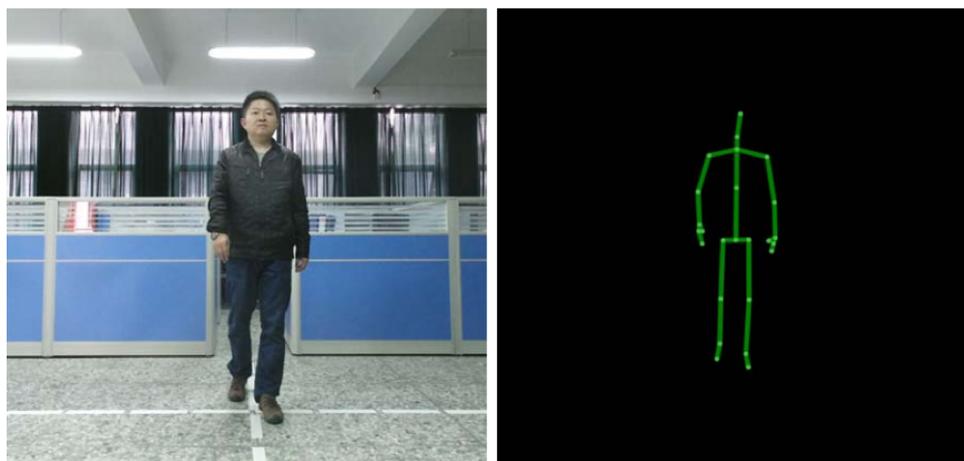
Figura 9 – Rotação do Kinect para maior cobertura do campo de visão.



Fonte: Adaptado de Sinha e Chakravarty (2013)

Um detalhe sobre a captura dos dados que Sinha e Chakravarty (2013) abordou foi que quando se utiliza um só Kinect fixo (Figura 9 a), o campo de visão fica muito restrito, logo a área em que as pessoas têm que andar é limitada fazendo com que o padrão da marcha não seja tão natural quanto é esperado. Então eles utilizaram o método rotacional, onde o Kinect é fixado em um tripé e este manualmente gira conforme a pessoa anda. Este artifício aumentou a área de caminhada, como pode ser visto na Figura 9 b, fazendo com que a marcha fosse a mais natural possível.

Figura 10 – Representação das imagens obtidas pelo Kinect e o reconhecimento das partes do corpo.



Fonte: Adaptado de Zeng et al. (2016)

A identificação de pessoas através da análise da marcha é uma das aplicabilidades do Kinect. Segundo Zeng et al. (2016), o passo é uma característica biométrica difícil de ser falsificada e para validar esta teoria, ele gravou sequências de caminhada com visão frontal capturadas pelo Kinect e utilizou métodos de análise de dados. Sinha e Chakravarty (2013) também propuseram a mesma aplicabilidade, mas durante a fase de captura de dados não impôs nenhuma regra de caminhada, ou seja, a pessoa poderia caminhar à vontade e mesmo assim o sistema foi capaz de identifica-las.

O Kinect também pode ser utilizado para reconhecer distúrbios na marcha. Chong, Yong e Yunus (2014) desenvolveram um sistema de baixo custo capaz de identificar distúrbios de marcha em crianças que teve como objetivo garantir o acesso ao diagnóstico e tratamento. Yennam, Sherwani e Kumar (2015), também, utilizou a mesma abordagem, no entanto, desenvolveu um sistema de acesso remoto de baixo custo, utilizando esta tecnologia principalmente em lugares onde o diagnóstico e a reabilitação dos pacientes é difícil, devido à falta de profissionais na área ou até mesmo o acesso destes profissionais ao lugar onde os pacientes moram, como em áreas remotas.

4.4.2 Sensores *Wearable*

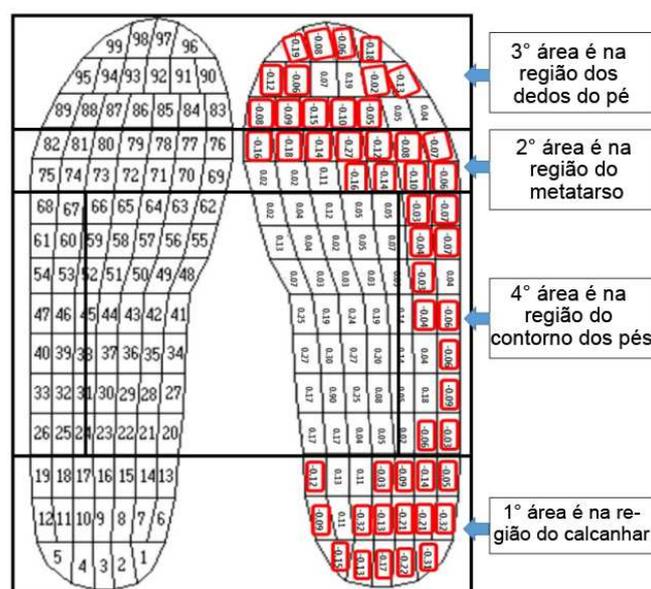
Os sensores *wearable* ou WS (*Wearable Sensors*) são dispositivos que necessitam ser conectados ou ter contato com o corpo das pessoas para captar os dados. Este tópico trata sobre os três dispositivos que são mais aplicados na análise da marcha humana: o sensor de pressão *in-shoe*, o *inertial measurement unit* ou (IMU) e eletromiografia (EMG).

4.4.2.1 Sensor de Pressão *in-shoe*

Um sensor de pressão é um transdutor que converte o valor da pressão aplicada em sinal (MOOTANAH; BADER, 2006). Tais tecnologias utilizam sensores capacitivos e resistivos (RAZAK et al., 2012).

O sensor é escolhido de acordo com a pressão que é exercida sobre este, o *range* de pressão que o mesmo suporta, a sua linearidade e sensibilidade. No caso de sensores resistivos, sua resistência elétrica diminui à medida em que o peso colocado sobre estes aumenta. Os sensores capacitivos baseiam-se no princípio de que a capacitância varia dependendo da distância entre os dois elétrodos utilizados (RAZAK et al., 2012).

Figura 11 – Determinação das áreas que melhor expressam o CoP.

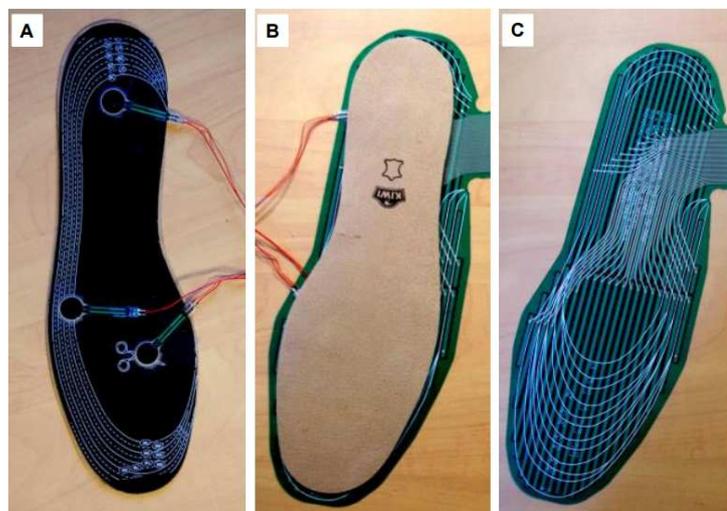


Fonte: Adaptado de Kanitthika e Chan (2014)

Apesar de haver diversos tipos de sensores no mercado, os sistemas *in-shoe* tem algumas exigências que faz com que o número de dispositivos que possam ser utilizados nesse tipo de aplicação seja reduzido, como: ser pequeno, fino e leve para conseguir encaixar na palmilha e não incomodar os usuários; e aguentar ocasionais níveis altos de

pressão causado por saltos, ou por pisar em pequenos objetos (WERTSCH; WEBSTER; TOMPKINS, 1992).

Figura 12 – Posicionamento dos sensores na palmilha.



Fonte: Adaptado de Ghaida, Mottet e Goujon (2014)

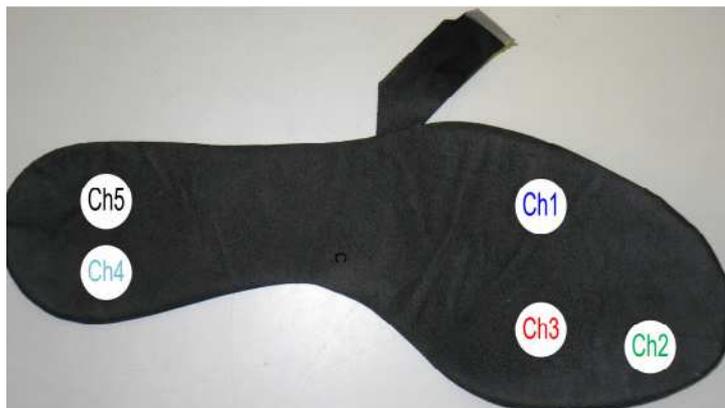
Outra característica que deve ser levada em consideração é o posicionamento do sensor, pois este deve expressar o centro de pressão (CoP – *Center of Pressure*) do corpo para que a captura dos dados seja feita de forma precisa (MUNOZ-ORGANERO et al., 2017). E segundo a análise do CoP feita por (KANITTHIKA; CHAN, 2014), existem 4 regiões que expressam melhor os parâmetros de marcha, estes são: a região do calcanhar, a região do metatarso (é o osso longo do pé formado pelo conjunto dos cinco ossos), a linha do dedos dos pés e o contorno dos pés (Figura 11).

Este tipo de sensoriamento têm ampla aplicação, por exemplo, Ghaida, Mottet e Goujon (2014) realizou um estudo do equilíbrio, onde utilizou três sensores do tipo FSRs (Force Sensing Resistive), como é mostrado na Figura 12. Esta palmilha serviu para prevenir o risco de quedas, verificando o deslocamento e a velocidade do CoP em tempo real.

Khoo et al. (2015) utilizou os sensores de pressão *in-shoe* na reabilitação da marcha. Ele desenvolveu um sistema de tempo real para a análise da marcha de pessoas que sofreram acidente cerebral vascular utilizando seis FSRs, onde o sistema fornecia feedback para os usuários através da estimulação auditiva e eletrotátil, fazendo com que estes corrigissem o passo.

Salpavaara et al. (2009) mostrou que estes sensores podem ser utilizados em outras aplicações, como na medicina esportiva. Ele criou um sistema utilizando cinco sensores capacitivos em uma palmilha (Figura 13) para monitorar o tempo e os movimentos das

Figura 13 – Palmilha sensorizada utilizada na medicina esportiva.



Fonte: Adaptado de Ghaida, Mottet e Goujon (2014)

pernas dos atletas durante a prática de esportes, com o objetivo de aprimorar os treinos e evitar o desperdício de energia com alguns movimentos desnecessários.

4.4.2.2 IMU

A unidade de medição inercial é um dispositivo pequeno usado para fornecer informações de postura empregado em várias aplicações de estabilização e controle (MUMTAZ et al., 2017). Os sensores inerciais são dispositivos eletrônicos que medem e informam a velocidade, aceleração, orientação e força gravitacional de um objeto, usando uma combinação de acelerômetros e giroscópios e, algumas vezes, magnetômetros.

O acelerômetro usa os fundamentos das leis de Newton, no qual a aceleração é proporcional à força que atua no corpo. Caso o quociente de proporcionalidade (massa do objeto) e todas as forças (medidas pelos sensores) sejam conhecidos, pode-se calcular a aceleração. Os giroscópios são utilizados para saber a orientação dos objetos e se baseia na propriedade, no qual todos os corpos que giram em torno de um eixo desenvolvem inércia gravitacional, que é determinada pelo seu momento de inércia (resistência do corpo rotativo a mudar em sua velocidade de rotação) (TARNITA, 2016).

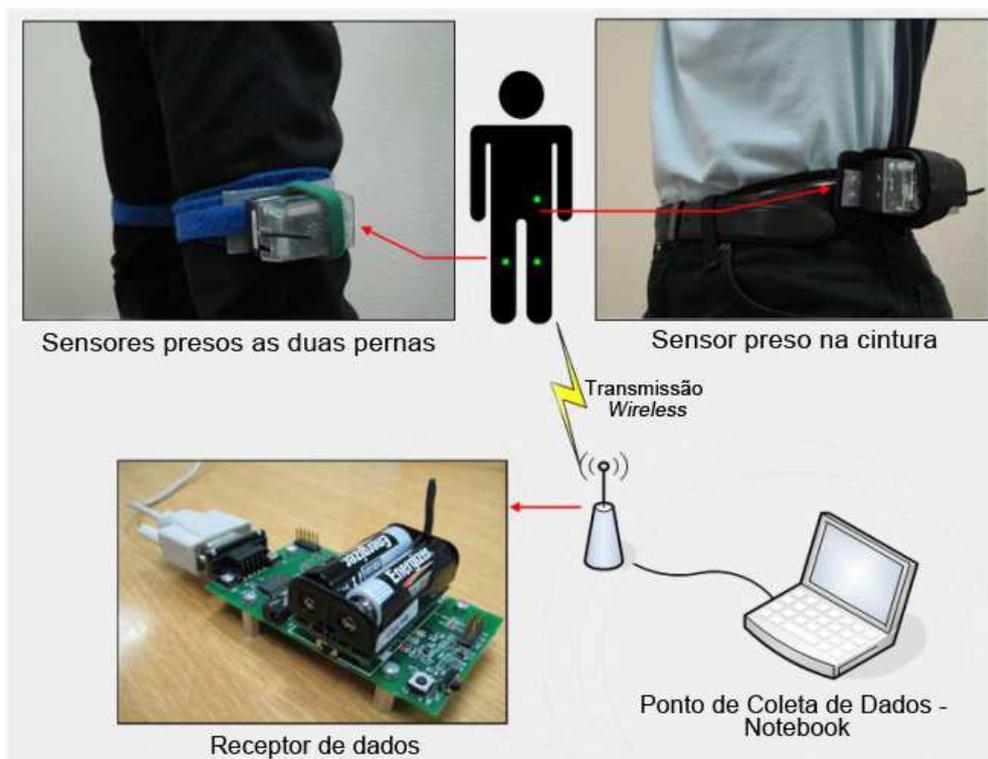
O IMU é utilizado em diversas aplicações envolvendo a análise da marcha humana, como: classificação de superfícies (grama, rua e trilha) e inclinações (para cima, para baixo e plano) durante atividades físicas, no qual Schuldhaus et al. (2012) utilizou o sensor x-IMU; classificação da atividade de pedestres (andar, correr, subir e descer escadas), feito pelo sensor MicroStrain 3DM-GX2 (PANAHANDAH et al., 2013), ou o Smartphone Nexus 6P (LEE; YOON; CHO, 2017); análise da forma ideal de corrida, com o WAA-010 (ASAI; WATANABE; KURIHARA, 2012); e análise da velocidade e superfícies durante a marcha humana, com o smartphone Google G1 (MUAAZ; NICKEL, 2012).

Figura 14 – Sensor IMU posicionado no peito.



Fonte: Adaptado de Panahandeh et al. (2013)

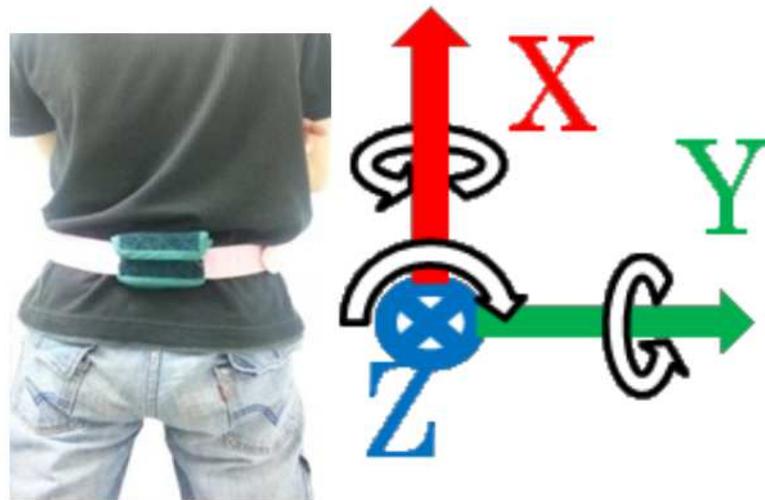
Figura 15 – Múltiplos posicionamentos do sensor.



Fonte: Adaptado de Yeoh et al. (2008)

O IMU pode ser utilizado em diversos posicionamentos, mão, próximo ao pé, joelho e peito. No entanto, Asai, Watanabe e Kurihara (2012) e Panahandeh et al. (2013) afirma que o melhor posicionamento é na parte superior do corpo, e próximo do centro de massa, pois a parte inferior acaba sofrendo com uma maior vibração e ruído, fazendo com que os

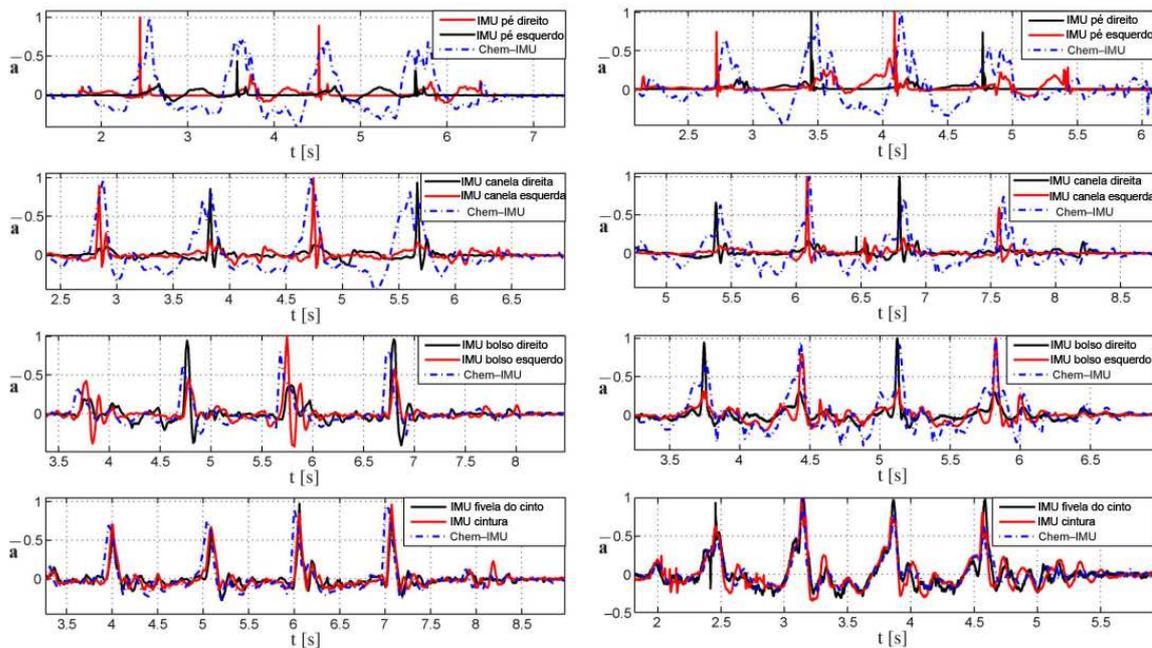
Figura 16 – Posicionamento do IMU na cintura.



Fonte: Adaptado de Asai, Watanabe e Kurihara (2012)

dados obtidos sejam menos precisos. Além disso, se o sensor for posicionado nas mãos, o movimento destas acaba causando muito ruído no sistema fazendo com que a identificação do movimento seja comprometida (YIYAN et al., 2016).

Figura 17 – Comparação dos dados obtidos em diferentes posicionamentos.



Fonte: Adaptado de Panahandeh et al. (2013)

Panahandeh et al. (2013) fizeram uma experiência com duas pessoas (Figura 17),

no qual elas deveriam seguir um percurso utilizando três IMUs, um acoplado ao peito (Chem-IMU) e os outros dois alternavam de posição: um em cada pé; um em cada canela; um em cada bolso; e um na fivela do cinto e outro na cintura. E a partir deste experimento, eles conseguiram demonstrar que o IMU obtém dados diferentes de acordo com o seu posicionamento.

4.4.2.3 Eletromiografia

A EMG tem contribuído em muitas áreas clínicas, como na neurologia, neurocirurgia e ortopedia, para melhorar o diagnóstico e tratamento de pacientes com problemas neuromusculares. A obtenção dos dados pode ser de forma invasiva, com o uso de elétrodos com fios ou agulhas, ou não-invasiva, com elétrodos grudados ao corpo (Figura 18). E atualmente, com a criação da comunicação *wireless*, os elétrodos podem ser conectados a pessoa sem a necessidade de ficar presa a vários cabos ou ao aparelho de EMG, garantindo uma maior mobilidade, como mostrado na Figura 19 (TAO et al., 2012).

Figura 18 – Os elétrodos EMG invasivos e não-invasivos.

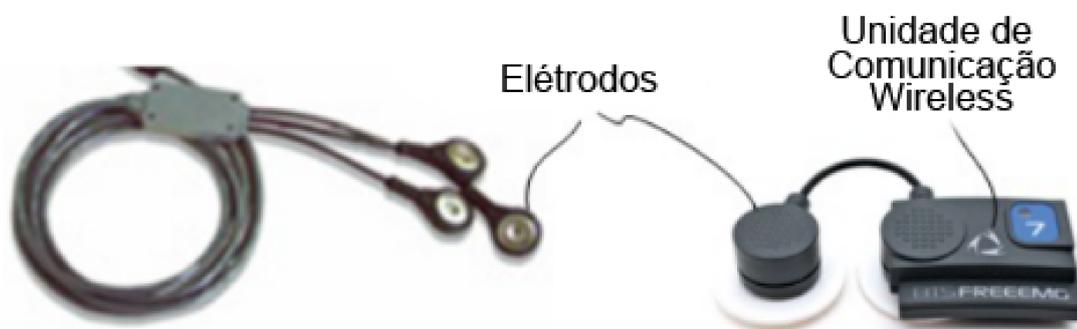


Fonte: Adaptado de Tarnita (2016)

Estes elétrodos servem como um sensor para EMG e podem detectar as atividades elétricas que fornecem informações sobre o tempo e a intensidade das contrações musculares voluntárias ou involuntárias (TAO et al., 2012). O sinal medido é então amplificado, condicionado e gravado para produzir um formato mais apropriado para responder à questão clínica ou científica de interesse (TARNITA, 2016).

Hermens et al. (2000) abordaram várias particularidades que são imprescindíveis para fazer a coleta de dados com a EMG de forma mais precisa, estas foram: o material, a distância, a fixação dos elétrodos e o posicionamento no corpo. O material utilizado deve fornecer um bom contato com a pele, ter baixo ruído e comportamento estável. Então, o material mais utilizado para os elétrodos é prata ou cloreto de prata.

A distância entre os elétrodos é feita centro-a-centro e é recomendado colocar com a distância de 20 mm. E quando estes forem aplicados em músculos pequenos, o afastamento

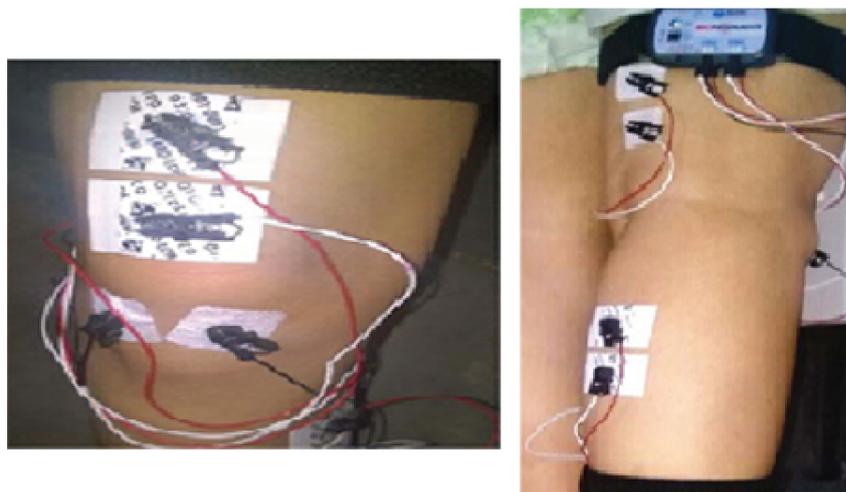
Figura 19 – Eléttodos com comunicação *wireless*.

Fonte: Adaptado de Tao et al. (2012)

não deve exceder a metade do comprimento da fibra muscular, para evitar a captura de dados instáveis provenientes do tendão (HERMENS et al., 2000).

A fixação é um ponto sensível para aquisição dos dados, pois quando é feita de forma errada pode causar ruído e perda do sinal, causado pela falta de contato do sensor com a pele. E Hermens et al. (2000) afirma que a fixação pode ser feita com fitas adesivas ou faixas elásticas, contanto que não permitam que o sensor se mova.

Figura 20 – Posicionamento dos eléctrodos no quadríceps, no bíceps femoral e no sóleo.



Fonte: Adaptado de Kaur et al. (2015)

E a localização deve ser escolhida de tal forma que o risco de um grande sinal de perturbação seja minimizado. Portanto, os sensores devem ser colocados entre as zonas de inervação e a parte final do músculo e longe das bordas dos músculos.

Existem vários estudos que utilizam este tipo de tecnologia. Kaur et al. (2015)

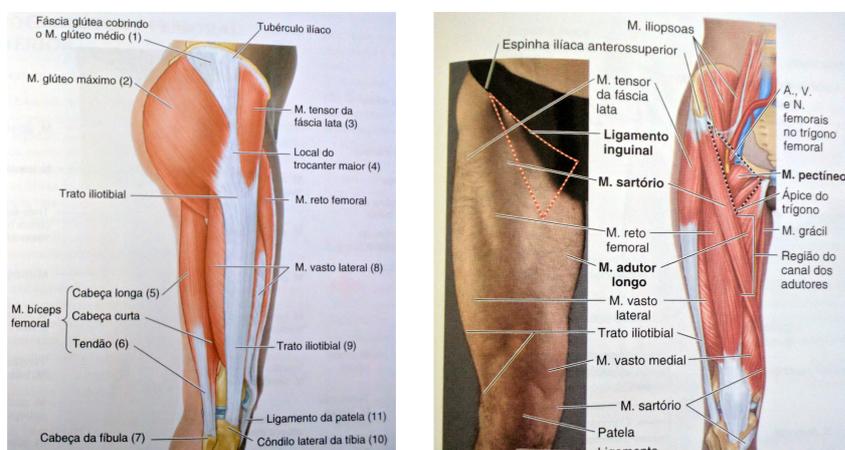
Figura 21 – Posicionamento dos eletrodos no gastrocnêmio e sóleo.



Fonte: Adaptado de Kunju et al. (2009)

utilizaram a EMG para analisar o padrão de marcha masculina para entender esta e desenvolver próteses inteligentes. Eles utilizaram os sensores posicionados no quadríceps femoral, no bíceps femoral (Figura 22), músculo sóleo e estes foram colocados a 20mm um do outro (centro a centro), como mostrado na Figura 20.

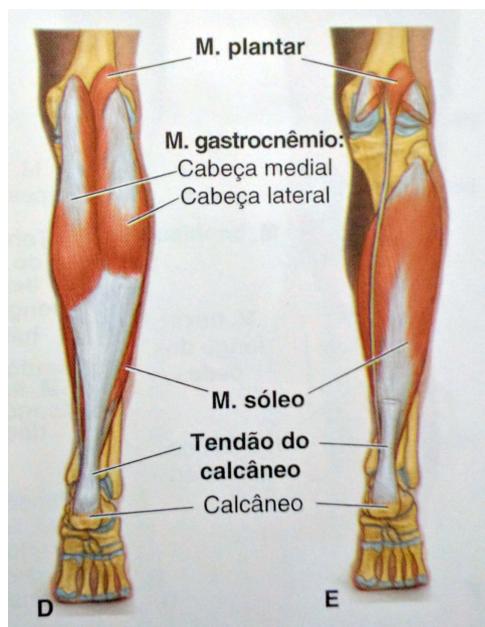
Figura 22 – Músculos do Bíceps e Quadríceps (reto, vasto lateral e medial).



Fonte: Adaptado de Moore (2014)

Kunju et al. (2009) fizeram análise e interpretação do sinal de EMG para diferentes velocidades de caminhada de indivíduos saudáveis normais, o objetivo deles, também, era utilizar este estudo para desenvolver próteses. Eles utilizam dois sensores em cada perna: um no gastrocnêmio (músculo que fica na região posterior da perna abaixo dos joelhos) e no sóleo (Figura 23), os dois fixados com fitas adesiva, como mostra na figura 21.

Figura 23 – Músculos sóleo e gastrocnêmio.



Fonte: Adaptado de Moore (2014)

5 DISCUSSÃO

Nesta seção será feita a análise das características dos NWS e WS fazendo a comparação entre estes dois tipos de tecnologia, destacando as vantagens e desvantagens.

5.1 Análise das Características dos sensores *Non-Wearable*

Os métodos que se baseiam em sensores *non-wearable* são usualmente conduzidos sob condições controladas, em laboratórios, onde dispositivos de captura são instalados e configurados para medir as características da marcha à medida que a pessoa caminha ao longo do campo de visão do sensor. A vantagem da utilização deste tipo de tecnologia, é que ela isola o estudo de agentes externos que podem afetar as medições, além de ter um especialista acompanhando o que a pessoa faz durante a obtenção dos dados. Isto possibilita a aquisição de dados mais precisos, permitindo melhor análise dos parâmetros da marcha e a obtenção de altos níveis de repetibilidade e reprodutividade dos resultados.

Tabela 1 – Características de diferentes sensores de profundidade.

Tecnologia	Vantagem	Desvantagem	Preço
Time of Flight	<ul style="list-style-type: none"> - Só é necessária uma câmera. - Aquisição de dados 3D em tempo real. - Não há a necessidade de fazer o cálculo de profundidade manualmente. - Dependência reduzida de iluminação. 	<ul style="list-style-type: none"> - Alto custo. - Baixa resolução. - Problema com superfícies refletivas. 	\$ 200 até \$3.700.
Câmera para Triangulação	<ul style="list-style-type: none"> - Sem necessidade de iluminação especial para a cena. - Imagem em alta resolução. 	<ul style="list-style-type: none"> - Necessário pelo menos duas câmeras. - Custo computacional elevado. 	\$400 até \$1.900. (por uma câmera)
Kinect	<ul style="list-style-type: none"> - Baixo custo. - Só é necessário um Kinect, mas pode ser utilizado vários. - Não há a necessidade de fazer o cálculo de profundidade manualmente. - Boa confiabilidade e repetibilidade. 	<ul style="list-style-type: none"> - Dificuldade em medir objetos com ângulos acentuados. - Dificuldade em medir pequenas estruturas. 	\$ 109,99 até \$249 (dependendo da versão).

A Tabela 1 compara o Kinect e as câmeras ToF e de Triangulação. E a partir desta tabela, pode-se observar que as sistemas que utilizam a ToF exigem o uso de equipamentos de aquisição de dados mais caros. No entanto, métodos que se baseiam em câmeras para triangulação não necessitam de dispositivos especiais, mas tem um alto custo computacional devido aos algoritmos de cálculo estereoscópico que precisam calcular a distância e a posição da pessoa que está sendo analisada, sendo que este cálculo não é necessário ser feito para as câmeras ToF e Kinects.

Tabela 2 – Características dos sensores *wearable*.

Tecnologia	Vantagem	Desvantagem
IMU	<ul style="list-style-type: none"> - Baixo custo. - Pode ser utilizado vários dispositivos (dependendo da aplicação). - Baixo consumo energético. 	<ul style="list-style-type: none"> - O posicionamento do sensor causa erro de leitura. - Análise computacional complexa.
Sensor de Pressão <i>in-shoe</i>	<ul style="list-style-type: none"> - Baixo custo. - Pouco perceptível. - Baixo consumo energético. - Alta precisão. 	<ul style="list-style-type: none"> - Baixa vida útil. - Necessita de outros sensores para capturar os dados da parte superior do corpo.

Os métodos que utilizam os NWS costumam ser mais onerosos devido ao preço dos sensores e pela necessidade de um espaço onde estes possam ser instalados. No entanto, alguns sistemas de baixo custo foram desenvolvidos utilizando o Kinect, como mostrado na Tabela 1, é o sensor que possui o menor preço quando comparado aos outros de mesma tecnologia. Além disso, o Kinect possui melhor resolução e precisão quando comparado com outros NWS (EVANGELISTA, 2017).

Uma desvantagem que os NWS costuma apresentar é que há uma dificuldade de reproduzir a marcha de forma natural, devido a limitação do espaço onde a pessoa analisada deve caminhar (SINHA; CHAKRAVARTY, 2013). Além de não ser possível analisar a pessoa no cotidiano, fazendo com que o estudo das características da marcha seja restrito. (TARNITA, 2016).

5.2 Análise das Características dos sensores *Wearable*

Ao contrário do NWS, os sensores *wearable* permitem a captura do movimento fora de laboratórios. Este tipo de tecnologia possibilitou a captura de dados nos ambientes em que os pacientes estão inseridos, como: em casa, no trabalho, em academias, em treinamentos esportivos ou qualquer outro lugar que seja interessante monitorar e avaliar a marcha normal ou patológica.

Outra característica importante que vem atraindo o interesse para este tipo de tecnologia, é que ela é barata e acessível. Esta acessibilidade cresceu principalmente devido à grande popularidade de *smartphones*, em que os sensores inerciais são tecnologias nativas.

O avanço da tecnologia viabilizou o uso dos WS, devido a produção de sensores menores e a criação de sistemas de comunicação *wireless*, o que segundo pesquisas pode tornar a assistência médica mais barata e acessível. A miniaturização fez com que os dispositivos ficassem mais leves e robustos, o que facilitou a sua utilização. E a criação de sistemas sem fio possibilitou a transferência em tempo real dos dados adquiridos, facilitando a mobilidade dos usuários destas tecnologias.

A Tabela 2 apresenta as características dos sensores mais utilizados para fazer a captura dos dados da marcha humana. Os dois possuem vantagens similares quanto ao consumo de energia, precisão e custo, no entanto, estes possuem certas limitações. O sensor de pressão *in-shoe* não consegue monitorar a parte superior do corpo, portanto, este necessita de outros sensores para realizar tal tarefa. Já o IMU, quando utilizado nos membros inferiores, possui erros de leitura, causados pela adição de vibrações e ruídos.

Tabela 3 – Comparação entre os NWS e WS.

Sistemas	Vantagem	Desvantagem
NWS	<ul style="list-style-type: none"> - Não possui restrições de consumo de energia. - O processo é acompanhado em tempo real por especialistas. - Alguns desses sistema são totalmente não intrusivos, quanto se trata de sensores ligados ao corpo. - Melhor repetibilidade e reprodutibilidade dos resultados e menor interferência de fatores externos. 	<ul style="list-style-type: none"> - A marcha pode ser afetada pela restrição de espaço. - Equipamentos e teste costumam ser mais caros. - Não há a possibilidade de monitorar a marcha no cotidiano.
WS	<ul style="list-style-type: none"> - Possibilita a análise e monitoramento durante o cotidiano a longo prazo. - Sistemas mais baratos. - Não necessita de ambientes controlados. - Utiliza sistemas wireless. 	<ul style="list-style-type: none"> - Possui restrições no consumo de energia. - Permite a análise de um número limitado de parâmetros. - Suscetível a ruído e interferência externa.

A EMG também é utilizada para captura de dados da marcha humana. E assim

como os dois dispositivos citados anteriormente, este possui alguns fatores limitantes quanto à fixação e ao posicionamento dos elétrodos, se estes não tiverem bem colocados junto à pele ou posicionados em lugares errados pode causar falhas na aquisição dos dados.

Os sensores wearable possuem alguns pontos negativos além dos que já foram citados. O primeiro é que os sensores devem ser colocados junto ao corpo e isso pode causar desconforto para as pessoas analisadas, e isto piora quando se trata da utilização do método invasivo da EMG que introduz agulhas na pele das pessoas para obter melhor os dados. O segundo é que, apesar destes sensores terem um baixo consumo de energia, a captura e a análise da marcha costumam ser feitas por longos períodos e a fonte de energia mais utilizada por estes dispositivos é a bateria de lítio. Logo, a duração das baterias pode causar problemas na aquisição dos dados.

5.3 Comparação entre o NWS e WS

Visto que nos tópicos de análise das tecnologias de captura foram mencionados as vantagens e desvantagens deste dispositivos, a Tabela 3 apresenta a síntese destas informações destacando as limitações, o consumo de energia, o número de parâmetros tratados e o custo de aquisição deste sensores. E nas Tabelas 4 e 5 e tem-se a comparação entre os tipos de sensores destacando, as aplicações e os preços (em dólares).

Tabela 4 – Classificação dos NWS existentes.

Tecnologias	Aplicação	Preço
Câmera Time of flight	- Posicionamento das partes do corpo. - Detecção das fases da marcha. - Distribuição de pressão no pé. - Biometria.	\$200 até \$3.700
Kinect	- Posicionamento das partes do corpo. - Detecção das fases da marcha. - Biometria.	\$109,99 até \$249
Termografia infraverme- lha	- Detecção das fases da marcha. - Posicionamento das partes do corpo. - Biometria.	\$8.000 até \$100.000

Tabela 5 – Classificação dos WS existentes.

Tecnologias	Aplicação	Preço
IMU	<ul style="list-style-type: none">- Posicionamento das partes do corpo.- Detecção de Passo.- Comprimento de Passo.	\$15 até \$130
Sensor de Pressão	<ul style="list-style-type: none">- Distribuição de pressão no pé.- Detecção das fases da marcha.- Detecção de passo.	\$10 até \$30 (preço unitário)
EMG	<ul style="list-style-type: none">- Atividade Elétrica Muscular.- Detecção das fases da marcha.	\$37 até \$210
Plataformas GRF	<ul style="list-style-type: none">- Detecção de passo.- Força de reação no solo.- Detecção das fases da marcha.	\$4.000 até \$54.000

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A marcha humana é um processo complexo de movimento coordenados que permite a locomoção do corpo. A utilização de tecnologias para captura de dados possibilita uma análise objetiva dos parâmetros do movimento. Esta é importante, pois é responsável por identificar corretamente patologias que envolvem o aparelho locomotor, fazendo com que haja um melhor tratamento. Além disso este pode auxiliar para criação e adequação de próteses, na prevenção de quedas e de lesões e na orientação de desempenho para atletas.

Uma vez que as características, as vantagens e desvantagens e as aplicações características das tecnologias *wearable* e *non-wearable* são conhecidas pode-se afirmar que elas são utilizadas para análise da marcha humana de uma forma geral. No entanto, quando se necessita de uma maior precisão na detecção e análise de parâmetros específicos, um tipo pode ser melhor que o outro.

Uma solução que pode diminuir as desvantagens apresentadas e aumentar o número de parâmetros analisados é a implantação de tecnologias híbridas. Isto já foi implementado por Kim, Nozaki e Murakami (2016), onde eles utilizaram o Kinect e o IMU para realizar a análise da marcha humana e estes obtiveram resultados positivos desta junção.

Portanto, os WS e NWS possuem limitações quanto a restrição de espaço e consumo de energia, ao custo de aquisição, ao monitoramento do passo durante o cotidiano, a suscetibilidade a interferências e ao número de parâmetros de marcha quando utilizados isoladamente para a captura de dados da marcha. Logo, é necessário investigar os sistemas de análise de locomoção humana com tecnologias híbridas para que assim possa-se reduzir as desvantagens que os WS e NWS possuem quando utilizados separadamente.

6.1 Trabalhos Futuros

Neste trabalho foi apresentado as tecnologias de captura de dados para a análise da marcha humana descrevendo a sua importância em diversas áreas, principalmente na área médica que sofre devido ao alto custo das tecnologias que atualmente estão disponíveis no mercado, dificultando o diagnóstico e tratamento dos pacientes, portanto, este estudo auxilia na busca de ferramentas mais acessíveis. Os trabalhos que podem ser sugeridos a partir deste são:

1. A realização de testes utilizando os dois tipos de tecnologia abordado neste trabalho, possibilitando a utilização de sistemas híbridos;
2. A busca de técnicas de pré-processamento adequadas para remover os erros e ruídos obtidos durante a fase de captura de dados;

3. A buscar de técnicas de análise de dados para o desenvolvimento de um sistema de captura e análise da marcha humana.

REFERÊNCIAS

- ABU-FARAJ, Z. O. et al. Human gait and clinical movement analysis. *Wiley Encyclopedia of Electrical and Electronics Engineering*, 2015. Disponível em: <https://www.researchgate.net/publication/301935875_Human_Gait_and_Clinical_Movement_Analysis>.
- ALTUNTAS, C. et al. Measurement and analysis of gait by using a time-of-flight camera. *The International Archives of the Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences*, 2016.
- ANDRIACCHI, T. P.; ALEXANDER, E. J. Studies of human locomotion: past, present and future. *Journal of Biomechanics*, 2010. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10899330https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10899330>>.
- ASAI, S.; WATANABE, K.; KURIHARA, Y. Measurement and analysis of running form using 3-d acceleration and gyroscopic sensor. In: *2012 Proceedings of SICE Annual Conference (SICE)*. [S.l.: s.n.], 2012. p. 351–355. ISSN pending.
- BARBATO, M.; ORLANDI, G.; PANELLA, M. Real-time identification and tracking using kinect. 2016. Disponível em: <https://www.researchgate.net/publication/303312666_Real-time_Identification_and_Tracking_Using_Kinect_Multimodal_Interaction_and_Performance_Analysis?channel=doi&linkId=573c80cf08aea45ee8419336&showFulltext=true>.
- CHONG, Y. Z.; YONG, S. J.; YUNUS, J. Development of cost-effective human motion analysis system for children with movement disorders. In: *2014 IEEE Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES)*. [S.l.: s.n.], 2014. p. 607–611.
- DERAWI, M. O.; ALI, H.; CHEIKH, F. A. Gait recognition using time-of-flight sensor. *BIOSIG*, 2011. Disponível em: <https://www.researchgate.net/publication/221234752_Gait_Recognition_using_Time-of-Flight_Sensor>.
- EVANGELISTA, A. Sensor de profundidade do tipo microsoft kinect como ferramenta de pesquisa. 2017.
- FRITZ, S.; LUSARDI, M. White paper: “walking speed: the sixth vital sign”. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 2009. Disponível em: <http://journals.lww.com/jgpt/Citation/2009/32020/White_Paper___Walking_Speed__the_Sixth_Vital_Sign_.2.aspx>.
- GHAIDA, H. A.; MOTTET, S.; GOUJON, J. M. A real time study of the human equilibrium using an instrumented insole with 3 pressure sensors. In: *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. [S.l.: s.n.], 2014. p. 4968–4971. ISSN 1094-687X.
- GNECCO, B. B. et al. Desenvolvimento de interfaces naturais de interação usando o hardware kinect. 2012. Disponível em: <https://www.researchgate.net/publication/264734110_Desenvolvimento_de_Interfaces_Naturais_de_Interacao_usando_o_Hardware_Kinect>.

HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for semg sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2000. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641100000274>>.

JENSEN, R. R.; PAULSEN, R. R.; LARSEN, R. Analyzing gait using a time-of-flight camera. In: _____. *Image Analysis: 16th Scandinavian Conference, SCIA 2009, Oslo, Norway, June 15-18, 2009. Proceedings*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2009. p. 21–30. ISBN 978-3-642-02230-2. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-02230-2_3>.

KANITTHIKA, K.; CHAN, K. S. Pressure sensor positions on insole used for walking analysis. In: *The 18th IEEE International Symposium on Consumer Electronics (ISCE 2014)*. [S.l.: s.n.], 2014. p. 1–2. ISSN 0747-668X.

KAUR, M. et al. Emg analysis for identifying walking patterns in healthy males. In: *2015 11th Conference on Ph.D. Research in Microelectronics and Electronics (PRIME)*. [S.l.: s.n.], 2015. p. 65–68.

KHOO, I. H. et al. Design of a biofeedback device for gait rehabilitation in post-stroke patients. In: *2015 IEEE 58th International Midwest Symposium on Circuits and Systems (MWSCAS)*. [S.l.: s.n.], 2015. p. 1–4. ISSN 1548-3746.

KIM, S.; NOZAKI, T.; MURAKAMI, T. An approach to categorization analysis for human motion by kinect and imu. In: *IECON 2016 - 42nd Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society*. [S.l.: s.n.], 2016. p. 6158–6162.

KUNJU, N. et al. Emg signal analysis for identifying walking patterns of normal healthy individuals. *Indian Journal of Biomechanics*, 2009. Disponível em: <<https://www.iitr.ac.in/ISB/uploads/File/ISB/pdf/neeleshnissan.pdf>>.

LEE, S.-M.; YOON, S. M.; CHO, H. Human activity recognition from accelerometer data using convolutional neural network. In: *2017 IEEE International Conference on Big Data and Smart Computing (BigComp)*. [S.l.: s.n.], 2017. p. 131–134.

LI, L. et al. Multi-camera interference cancellation of time-of-flight (tof) cameras. In: *2015 IEEE International Conference on Image Processing (ICIP)*. [S.l.: s.n.], 2015. p. 556–560.

LU, T.-W.; CHANG, C.-F. Biomechanics of human movement and its clinical applications. *The Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, v. 28, n. 2, p. S13 – S25, 2012. ISSN 1607-551X. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1607551X11001835>>.

LULIC, T. J.; MUFTIC, O. Trajectory of the human body mass centre during walking at different speed. *International Design Conference*, p. 797–802, 2002. Disponível em: <https://www.designsociety.org/publication/29655/trajectory_of_the_human_body_mass_centre_during_walking_at_different_speed>.

MAFRA, N. R. Análise de imagem na avaliação clínica da marcha humana. 2012. Disponível em: <https://web.fe.up.pt/~tavares/downloads/publications/relatorios/MIB_Monografia_NunoMafra.pdf>.

MANKOFF, K. D.; RUSSO, T. A. The kinect: a low-cost, high-resolution, short-range 3d camera. *Wiley Online Library*, 2012.

- MICROSOFT. *Kinect for Windows Sensor Components and Specifications*. [S.l.], 2015. Disponível em: <<https://msdn.microsoft.com/en-us/library/jj131033.aspx>>.
- MILOVANOVIC, M.; MINOVIC, M.; STARCEVIC, D. Walking in colors: Human gait recognition using kinect and cbir. *IEEE MultiMedia*, v. 20, n. 4, p. 28–36, Oct 2013. ISSN 1070-986X.
- MOORE, K. L. *Anatomia Orientada para a Clínica*. 7. ed. Rio de Janeiro: Koogan, 2014.
- MOOTANAH, R.; BADER, D. L. Pressure sensors. *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*, 2006.
- MUAAZ, M.; NICKEL, C. Influence of different walking speeds and surfaces on accelerometer-based biometric gait recognition. In: *2012 35th International Conference on Telecommunications and Signal Processing (TSP)*. [S.l.: s.n.], 2012. p. 508–512.
- MUMTAZ, N. et al. Development of a low cost wireless imu using mems sensors for pedestrian navigation. In: *2017 International Conference on Communication, Computing and Digital Systems (C-CODE)*. [S.l.: s.n.], 2017. p. 310–315.
- MUNOZ-ORGANERO, M. et al. Identification of walking strategies of people with osteoarthritis of the knee using insole pressure sensors. *IEEE Sensors Journal*, v. 17, n. 12, p. 3909–3920, June 2017. ISSN 1530-437X.
- PANAHANDEH, G. et al. Continuous hidden markov model for pedestrian activity classification and gait analysis. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, v. 62, n. 5, p. 1073–1083, May 2013. ISSN 0018-9456.
- PIATTI, D.; RINAUDO, F. Sr-4000 and camcube3.0 time of flight (tof) cameras: Tests and comparison. *Remote Sensing*, v. 4, n. 4, p. 1069–1089, 2012. ISSN 2072-4292. Disponível em: <<http://www.mdpi.com/2072-4292/4/4/1069>>.
- RAZAK, A. H. et al. Foot plantar pressure measurement system: A review. *Sensors*, v. 12, n. 7, p. 9884–9912, 2012. ISSN 1424-8220. Disponível em: <<http://www.mdpi.com/1424-8220/12/7/9884>>.
- SALPAVAARA, T. et al. Wireless insole sensor system for plantar force measurements during sport events. In: *In Proceedings of IMEKO XIX World Congress on Fundamental and Applied Metrology*. [S.l.: s.n.], 2009. p. 6–11.
- SCHULDHAUS, D. et al. Classification of surfaces and inclinations during outdoor running using shoe-mounted inertial sensors. In: *Proceedings of the 21st International Conference on Pattern Recognition (ICPR2012)*. [S.l.: s.n.], 2012. p. 2258–2261. ISSN 1051-4651.
- SILVA, F. M. M. d.; CENTENO, J. A. S. Modelagem do Erro Sistemático de Distância nas Medições Realizadas com a Câmera PMD CamCube 3.0. *Boletim de Ciências Geodésicas*, scielo, v. 21, p. 126 – 148, 03 2015. ISSN 1982-2170. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1982-21702015000100126&nrm=iso>.
- SINHA, A.; CHAKRAVARTY, K. Pose based person identification using kinect. In: *2013 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics*. [S.l.: s.n.], 2013. p. 497–503. ISSN 1062-922X.

- SOUTAS, R. W. *Motion Analysis and Biomechanics*. 2005. Disponível em: <<https://www.researchgate.net/file.PostFileLoader.html?id=58d33ce9dc332dc4c93866bd&assetKey=AS%3A474909672513536%401490238697034>>.
- TAO, W. et al. Gait analysis using wearable sensors. *Sensors*, v. 12, n. 2, p. 2255–2283, 2012. ISSN 1424-8220. Disponível em: <<http://www.mdpi.com/1424-8220/12/2/2255>>.
- TARNITA, D. Wearable sensors used for human gait analysis. *Romanian Journal of Morphology & Embryology*, 2016. Disponível em: <<http://www.rjme.ro/RJME/resources/files/570216373382.pdf>>.
- VAUGHAN, C. L.; DAVIS, B. L.; O'CONNOR, J. C. *Dynamic of Human Gait*. 2 ed. ed. [S.l.]: Kiboho Publishers, 1992.
- WERTSCH, J. J.; WEBSTER, J.; TOMPKINS, W. J. A portable insole plantar pressure measurement system. *Rehabilitation Research and Development*, 1992.
- WIEDEMANN, M. et al. Analysis and characterization of the pmd camera for application in mobile robotics. In: *The 17thIFAC World Congress, Seoul, Korea*. [S.l.: s.n.], 2008. p. 13689–13694.
- WINTER, D. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, v. 3, n. 4, p. 193 – 214, 1995. ISSN 0966-6362. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0966636296828499>>.
- WINTER, D. A. *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait*. University of Waterloo Press, 1987. Disponível em: <<https://www.researchgate.net/file.PostFileLoader.html?id=58f99030eeae39f497012df8&assetKey=AS%3A485444451344384%401492750384063>>.
- YENNAM, A.; SHERWANI, K.; KUMAR, N. Development of kinematic measurement system with kinect sensor. In: *2015 Annual IEEE India Conference (INDICON)*. [S.l.: s.n.], 2015. p. 1–5.
- YEOH, W. S. et al. Ambulatory monitoring of human posture and walking speed using wearable accelerometer sensors. In: *2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. [S.l.: s.n.], 2008. p. 5184–5187. ISSN 1094-687X.
- YIYAN, L. et al. An hidden markov model based complex walking pattern recognition algorithm. In: *2016 Fourth International Conference on Ubiquitous Positioning, Indoor Navigation and Location Based Services (UPINLBS)*. [S.l.: s.n.], 2016. p. 223–229.
- ZENG, W. et al. A new kinect-based frontal view gait recognition method via deterministic learning. In: *2016 35th Chinese Control Conference (CCC)*. [S.l.: s.n.], 2016. p. 3919–3923.