

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA



**Reconstrução de Parâmetros
Biomecânicos da Marcha por meio de
Ciclogramas e Redes Neurais Artificiais**

Thiago Bruno Caparelli

Dezembro
2017

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

**Reconstrução de Parâmetros
Biomecânicos da Marcha por meio de
Ciclogramas e Redes Neurais Artificiais**

Thiago Bruno Caparelli

Tese apresentada à Universidade Federal de Uberlândia, perante a banca de examinadores abaixo, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Ciências.

Banca examinadora:

Eduardo Lázaro Martins Naves, Dr. – UFU (Orientador)

Alcimar Barbosa Soares, PhD. – UFU

Anselmo Frizera Neto, Dr. - UFES

Celso Gonçalves Camilo Júnior, Dr. – UFG

Keiji Yamanaka, PhD. – UFU

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

C236r
2017 Caparelli, Thiago Bruno, 1981-
Reconstrução de parâmetros biomecânicos da marcha por meio de
ciclogramas e redes neurais artificiais / Thiago Bruno Caparelli. - 2017.
81 f. : il.

Orientador: Eduardo Lázaro Martins Naves.
Tese (doutorado) - Universidade Federal de Uberlândia, Programa
de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica.
Disponível em: <http://dx.doi.org/10.14393/ufu.te.2018.42>
Inclui bibliografia.

1. Engenharia elétrica - Teses. 2. Redes neurais (Computação) -
Teses. 3. Marcha humana - Teses. 4. Membros inferiores - Teses. I.
Naves, Eduardo Lázaro Martins, 1970- II. Universidade Federal de
Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica. III.
Título.

CDU: 621.3

Maria Salete de Freitas Pinheiro – CRB6/1262

Reconstrução de Parâmetros Biomecânicos da Marcha por meio de Ciclogramas e Redes Neurais Artificiais

Thiago Bruno Caparelli

Esta tese foi julgada adequada para a obtenção do título de Doutor em Ciências, área de concentração *Processamento da Informação*, e aprovada pelo programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia.

Prof. Eduardo Lázaro Martins Naves, Dr.
Orientador

Prof. Alexandre Cardoso, Dr.
Coordenador do PPGEEL

Banca examinadora:

Eduardo Lázaro Martins Naves, Dr. – UFU (Orientador)
Alcimar Barbosa Soares, PhD. – UFU
Anselmo Frizera Neto, Dr. - UFES
Celso Gonçalves Camilo Júnior, Dr. – UFG
Keiji Yamanaka, PhD. – UFU

*“Eu nunca falhei; nem uma única vez.
Eu descobri dez mil formas de
não se construir uma lâmpada”*

Thomas Alva Edison

Agradecimentos

Meus sinceros agradecimentos a muitas pessoas especiais, que foram fundamentais para a concretização deste trabalho:

A meus pais Paulo e Alabibia pela educação, pelos valores, por me ensinar a andar.

A minha esposa Kety, por estar sempre ao meu lado me pondo para cima e me fazendo acreditar que posso mais que imagino. Seu amor, alegria, apoio, paciência e compreensão foram fundamentais.

A meus filhos Arthur e Heitor pelo incentivo e pela tolerância de minha presente ausência durante as longas horas de trabalho por todos estes anos, e durante as horas ainda mais longas nas quais escrevi este manuscrito.

Ao Rodney, pela colaboração durante todo o processo de coleta dos dados.

Ao prof. Eduardo, orientador deste trabalho, meu reconhecimento e respeito pelos ensinamentos compartilhados, pela paciência, confiança e oportunidades a mim ofertadas.

A Deus, que me carregou quando faltaram forças.

Resumo

A marcha é um dos fatores mais influentes na determinação da qualidade de vida de um indivíduo, respondendo por mais de 10% do tempo utilizado nas atividades da vida diária. Alterações na marcha têm impacto direto na capacidade funcional de um indivíduo, afetando a capacidade de manutenção de uma vida independente e autônoma. A identificação precoce de disfunções permite uso de terapias mais simples e efetivas, diminuindo a sobrecarga do sistema de saúde pública, e melhorando a qualidade de vida do paciente.

Neste estudo, um novo método preditivo para a marcha humana foi desenvolvido. A marcha de 40 voluntários caminhando em uma esteira foi gravada no plano sagital, utilizando um sistema de captura de movimentos 2D. Os dados de posição das articulações extraídos foram utilizados para criar ciclogramas. Seções destes ciclogramas foram utilizadas como entradas para redes neurais artificiais (RNAs), uma vez que podem representar o comportamento cinemático dos membros inferiores. Isto possibilitou a predição de estados futuros do corpo em movimento.

Os resultados indicam que as RNAs podem prever os estados futuros da marcha com alta precisão. Predição de pontos únicos e de seções do ciclograma foram realizadas com sucesso. O coeficiente de correlação de Pearson e o teste-T Matched-Pairs foram utilizados para garantir a significância dos resultados obtidos.

O uso combinado de RNAs com um hardware simples e acessível é de grande valia na prática clínica. O uso de ciclogramas facilita a análise, pois várias características da marcha podem ser facilmente reconhecidas pelo seu traçado geométrico característico. O modelo preditivo apresentado facilita a geração de dados que podem ser utilizados em terapias de locomoção robotizadas tanto como sinais de controle ou de feedback, auxiliando no processo de reabilitação de pacientes com disfunções na marcha. O sistema proposto constitui uma ferramenta interessante que pode ser explorada para aumentar as possibilidades de reabilitação, provendo melhor qualidade de vida para os pacientes.

Palavras-chave: Marcha, Ciclograma, Redes Neurais Artificiais.

Abstract

Gait is one of the most influential elements in determining the quality of life of an individual, answering for more than 10% of the time spent in daily life activities. Gait alterations have a direct impact on a person's functional capacity, affecting the maintenance of an independent and autonomous life. Early identification of dysfunctions allows the use of simpler and more effective therapies, reducing an overload of the public health system, and improving a patient's quality of life.

In this study, a new predictive method for human gait was developed. The gait of 40 volunteers walking on a treadmill was recorded in the sagittal plane, using a 2D motion capture system. The extracted joint angles data were used to create cyclograms. Sections of the cyclograms were used as inputs to artificial neural networks (ANNs), since they can represent the kinematic behavior of the lower body. This allowed for prediction of future states of the moving body.

The results indicate that ANNs can predict the future states of the gait with high accuracy. Both single point and cyclogram section predictions were successfully performed. Pearson's correlation coefficient and matched-pairs t-test ensured the significance of the obtained results.

The combined use of ANNs and simple, accessible hardware is of great value in clinical practice. The use of cyclograms facilitates the analysis, as several gait characteristics can be easily recognized by their characteristic geometric shape. The predictive model presented facilitates generation of data that can be used in robotic locomotion therapy both as control signals or feedback elements, aiding in the rehabilitation process of patients with gait dysfunction. The proposed system constitutes an interesting tool that can be explored to increase rehabilitation possibilities, providing better quality of life to patients.

Keywords: Gait, Cyclogram, Artificial Neural Network.

Sumário

Lista de Figuras	IX
Lista de Tabelas.....	X
1. Introdução e Justificativa.....	11
1.1. Objetivo Geral	12
1.2. Objetivos Específicos	12
2. Revisão Bibliográfica	13
2.1. Sistema Motor Humano.....	13
2.2. Marcha	14
2.3. Ciclo de Marcha	14
2.4. Fases da Marcha	15
2.5. Marcha em Esteira Ergométrica	19
2.6. Reabilitação da Marcha	20
2.7. Métodos de Avaliação da Marcha	22
2.8. Caminhada cronometrada de 25 pés (T25-FW)	22
2.9. Performance de mobilidade orientada a tarefas (POMA)	23
2.10. Teste TUG (Timed Up and Go)	23
2.11. Índice de Marcha Dinâmico (Dynamic Gait Index – DGI).....	24
2.12. Cinemetria	24
2.13. Ciclograma	25
2.14. Reconhecimento de padrões e os sistemas de Inteligência Artificial.....	28
2.15. Redes Neurais Artificiais	29
2.16. Fundamentos Biológicos	29
2.17. Rede de neurônios artificial	30
2.18. Aprendizagem da rede neural.....	30
2.19. Trabalhos Correlatos	31
2.20. Kutilek e Farkasova.....	31
2.21. Kutilek e Viteckova.....	31
2.22. Kutilek et al.	32
2.23. Semwal e Raj.....	32
2.24. Padula et al.	32

2.25.	Kalron e Achiron.....	33
2.26.	Barthélémi, Gagnon e Duclos	33
2.27.	Jasni et al.	33
2.28.	Daunoraviciene et al.....	34
3.	Métodos	35
3.1.	Determinação da Amostra	37
3.2.	Avaliação preliminar dos voluntários.....	37
3.3.	Familiarização com a esteira e determinação da velocidade.....	39
3.4.	Fixação dos marcadores	39
3.5.	Realização do experimento.....	40
4.	Resultados e Discussão.....	47
4.1.	Resultados.....	47
4.2.	Discussão	50
4.3.	Conclusão	52
	Referências Bibliográficas.....	54
	Anexos	64
I.	Publicações	64
II.	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	65
III.	Anamnese	68
IV.	Escala de Equilíbrio de Berg	70
V.	POMA (Performance Oriented Mobility Assessment).....	76
VI.	Índice de Marcha Dinâmico (DGI - Dynamic Gait Index).....	78

Lista de Figuras

Figura 1 – Definição de passo e passada	14
Figura 2 – Eventos do ciclo de marcha. Adaptado de [23].....	16
Figura 3 – Fases da Marcha. Adaptado de [24].....	17
Figura 4 – Modelo clássico de reabilitação de marcha.....	21
Figura 5 – Reabilitação de marcha utilizando dispositivo robótico.	22
Figura 6 – Ângulos Articulares	24
Figura 7 – Típico ciclograma quadril Joelho. Adaptado de [66].....	26
Figura 8 – Ciclograma quadril Joelho: Detalhamento com as fases da marcha. Adaptado de [61].....	27
Figura 9 – Modelo de funcionamento do neurônio	29
Figura 10 – Exemplo de uma rede de neurônios multicamada.....	30
Figura 11 – Aplicação da Escala de Equilíbrio de Berg.....	38
Figura 12 – Posição dos marcadores no hemitórax direito.....	39
Figura 13 – Medição angular durante análise da marcha	40
Figura 14 – Análise cinemática da marcha no Coach6	41
Figura 15 – Ângulos do quadril e joelho plotados em função do tempo.....	41
Figura 16 – Tabela relacionando valores angulares do quadril e joelho	42
Figura 17 – Ciclograma resultante da plotagem dos ângulos do quadril em relação aos do joelho	42
Figura 18 – Re-amostragem por interpolação via FFT. “o” representa os pontos fornecidos.	44
Figura 19 – Ciclograma Quadril-Joelho: “x” define valores conhecidos, “o” define valores previstos.....	48
Figura 20 – Ciclograma Quadril-Joelho: “x” define valores conhecidos, “o” define valores previstos.....	48

Lista de Tabelas

Tabela 1 – Características dos voluntários entre gêneros	36
Tabela 2 – Características dos voluntários independentemente do gênero ($p < 0,05$)	36
Tabela 3 – Dados de treinamento utilizados no experimento “A”	45
Tabela 4 – dados de treinamento utilizados no experimento “B”	45
Tabela 5 – Avaliação Estatística dos experimentos	49

Capítulo 1

1. Introdução e Justificativa

A Organização Mundial da Saúde (OMS) define qualidade de vida [1] como a percepção do indivíduo de sua posição na vida, no contexto da cultura e sistema de valores em que se vive, em relação às expectativas, objetivos, padrões e conceitos sociais. É um conceito abrangente, que pode ser afetado pelos relacionamentos sociais, pelas crenças pessoais, relações com o meio ambiente, saúde física, estado psicológico e nível de independência.

A capacidade de ambulação é um fator extremamente influente [2] na determinação da qualidade de vida de um indivíduo. A marcha responde por cerca de 11% [3] do tempo de execução das atividades da vida diária, e alterações em seu padrão podem representar um grande impacto na capacidade funcional do indivíduo, afetando diretamente as habilidades físicas e mentais necessárias para uma vida independente e autônoma [4], sua capacidade de integração social e desenvolvimento de atividades profissionais.

Problemas neurológicos, musculoesqueléticos e outras condições temporárias, como traumas ou dores crônicas, podem causar mudanças nos padrões de marcha [5]. Disfunções na marcha também aumentam com a idade. Dentre as alterações fisiológicas que acompanham o envelhecimento, destacam-se [6] a degeneração do sistema musculoesquelético, diminuição progressiva da massa muscular, força e flexibilidade, cujo principal resultado é o aumento na incidência de quedas.

Tais elementos apresentam um custo social imenso, gerando sobrecarga no sistema de saúde pública [7], que se tornam ainda maiores quando o indivíduo tem diminuição da autonomia e conseqüentemente de sua independência, ou passa a necessitar de institucionalização.

Considerando o exposto acima, o presente trabalho propõe um novo método de predição de dados cinemáticos para avaliação da marcha, baseado em ciclogramas e redes neurais artificiais.

Os ciclogramas são diagramas adequados para análise de eventos cíclicos [8] como a marcha, permitindo ao profissional de saúde identificar diversas

características diretamente pelo seu perfil geométrico. Seu uso possibilita o estudo da marcha com velocidades auto selecionadas, proporcionando maior conforto ao paciente, e aquisição dos dados com maior naturalidade.

Os dados brutos do ciclograma foram associados a sistemas de inteligência artificial, que tem então a tarefa de prever a posição dos membros inferiores em um estado futuro da marcha. Tal informação pode ser utilizada em um sistema de avaliação da marcha, auxiliando a identificação de mudanças no padrão de marcha esperado para o indivíduo.

O uso desta abordagem aumenta as possibilidades de identificação de problemas neurológicos e musculoesqueléticos na fase inicial da doença, antes que esta se torne crônica, a partir de informações das mudanças na marcha. O tratamento precoce possibilita terapias mais simples e efetivas, diminuindo o custo do paciente para o sistema de saúde, por sua vez possibilitando a ampliação do seu acesso à população.

1.1. Objetivo Geral

O presente estudo tem por objetivo o desenvolvimento de um método de predição da cinemática da marcha humana, com base em dados reais coletados durante a execução da tarefa motora em questão.

1.2. Objetivos Específicos

Para atingir o objetivo geral do trabalho, os seguintes objetivos específicos foram definidos:

- Revisão bibliográfica do processo biomecânico da marcha humana e dos processos de coleta de seus dados
- Revisão bibliográfica dos sistemas de inteligência artificial, e sua aplicabilidade no problema em questão
- Coleta de dados cinemáticos da marcha humana
- Elaboração de um método de predição da biomecânica da marcha, combinando parâmetros cinemáticos e inteligência artificial
- Realização de um experimento de avaliação e validação do método proposto

Capítulo 2

2. Revisão Bibliográfica

2.1. Sistema Motor Humano

Sabe-se que a locomoção humana é diferente da maior parte da locomoção animal por ser bípede, com maior participação dos sistemas descendentes, controladores da postura, durante a marcha [9]. Apesar das alterações na forma de andar entre diferentes indivíduos e até no mesmo indivíduo, em decorrência de fatores fisiológicos e psicológicos, observa-se que a marcha ereta bípede pode ser vista como uma ação aprendida [10]. Mesmo quando esta é realizada de maneira inconsciente e amplamente automatizada, inúmeras fontes de informação e receptores realizam a regulação da marcha [11].

O controle dos movimentos voluntários está localizado no Sistema Nervoso Central – SNC – no córtex cerebral, especificamente nos córtices motor primário, pré-motor e suplementar no lobo frontal, que compõem vias neurológicas paralelas que formam projeções corticais descendentes somato-topicamente organizadas [12].

A deambulação está relacionada com a maturidade neuromuscular e o desenvolvimento de habilidades motoras. O padrão de marcha no ser humano é adquirido durante os primeiros anos de vida [13] e, com o aprendizado e a prática, o sistema sensório-motor se adapta para gerar uma sequência ou um conjunto repetido de controle motor que permite ao indivíduo deslocar-se sem a necessidade de um esforço consciente [11; 14], mantendo sua performance até aproximadamente 60 anos [13].

O controle postural é determinado pela interação entre o sistema nervoso e musculoesquelético. Dentro deste último, destaca-se o componente da função muscular, que se relaciona com a manutenção da estabilidade postural [15], fundamental para controle motor voluntário coordenado e consequentemente para marcha.

2.2. Marcha

Considera-se andar como o ato de cair para frente e apoiar-se, com um pé sempre em contato com o solo [14]. A marcha é o meio natural do corpo se deslocar de um local para outro e também um meio conveniente de percorrer curtas distâncias [16]. Desse modo, o andar pode ser definido como um método de locomoção que envolve o uso das duas pernas, alternadamente, para propiciar suporte e propulsão [17]. A marcha é o resultado de uma série cíclica de movimentos, caracterizados por momentos de instabilidade, que impulsionam o corpo à frente [18].

Durante a marcha, a cabeça, o pescoço, o tronco e os braços são carregados e não contribuem diretamente para o ato de andar. Os dois membros inferiores e a pelve são os segmentos anatômicos que formam o sistema locomotor [16]. Nota-se a complexidade desse processo ao perceber que, durante a deambulação, dois terços da massa corporal estão equilibrados sobre dois membros em movimento, além do centro de massa do corpo se deslocar fora da base de suporte por cerca de 80% da passada [19].

2.3. Ciclo de Marcha

O ciclo de marcha (CM) (ou passada), como demonstrado na Figura 1, é caracterizado pelo início de um determinado evento por um membro e continua até que o mesmo evento se repita novamente com o mesmo membro. Como normalmente o evento para delimitar a passada é o toque do calcanhar no chão, este ciclo consiste no intervalo de tempo ou na sequência de movimentos entre dois contatos iniciais consecutivos do calcanhar do mesmo pé [14]. O comprimento da passada é a distância entre o contato do calcanhar de um membro no chão e a volta do apoio desse mesmo calcanhar no solo. Já o comprimento do passo é a distância longitudinal entre o apoio do calcanhar de um membro no solo e o apoio do calcanhar contralateral no chão. A frequência do passo é chamada cadência [16].

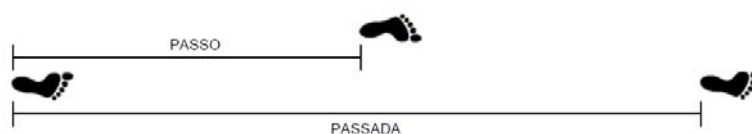


Figura 1 – Definição de passo e passada

Em cada passada, três tarefas funcionais devem ser realizadas: aceitação do peso, em que ocorre a transferência do peso corporal sobre um membro; apoio sobre um único membro, uma vez que o membro contralateral perde o contato com o chão; e avanço do membro em balanço, de modo que para avançar o membro à frente, ocorre oscilação no mesmo sentido [14; 16; 20]. Por convenção internacional [21], os laboratórios de análise de marcha descrevem a trajetória seguida pelo membro inferior direito. O contato do calcanhar com o solo foi considerado como a ocorrência para o início da análise.

2.4. Fases da Marcha

Como a marcha humana é um movimento complexo, é necessário dividir este processo em fases para melhor entendimento e análise. Com relação ao ciclo de marcha (CM), ele pode ser normalizado da seguinte forma: inicia-se com o primeiro contato do pé no chão (0%) até o próximo contato deste mesmo pé no chão (100%). Desse modo, comparações entre indivíduos ou condições que apresentem durações diferentes são possíveis de serem feitas. Os eventos referentes ao CM são considerados eventos temporais e permitem que medidas relacionadas à velocidade, a cadência e a duração do período de apoio e do período de balanço sejam investigadas nos estudos sobre o andar [22]. A importância em se descrever as características temporais e espaciais do andar bípede relaciona às características como mobilidade articular, controle neural e força muscular [16].

Caracteristicamente, o ciclo de marcha é composto por duas fases, denominadas apoio e balanço [23]. No andar normal, a fase de apoio constitui 60% do CM, sendo definida como o intervalo no qual o pé do membro de referência fica em contato com o solo. A fase de balanço (ou oscilação) corresponde a 40% do CM e consiste no período em que o membro de referência não faz contato com o solo. Um único CM contém fases de apoio direita e esquerda, como também fases de balanço tanto direita quanto esquerda. Os períodos de duplo apoio são definidos como os momentos em que os dois pés encontram-se em contato com o solo ao mesmo tempo e é a fase em que ocorre a transferência de peso do corpo de um membro para outro [14; 16; 20].

Durante o ciclo de marcha, existem 7 eventos significativos [23], ilustrados na Figura 2.

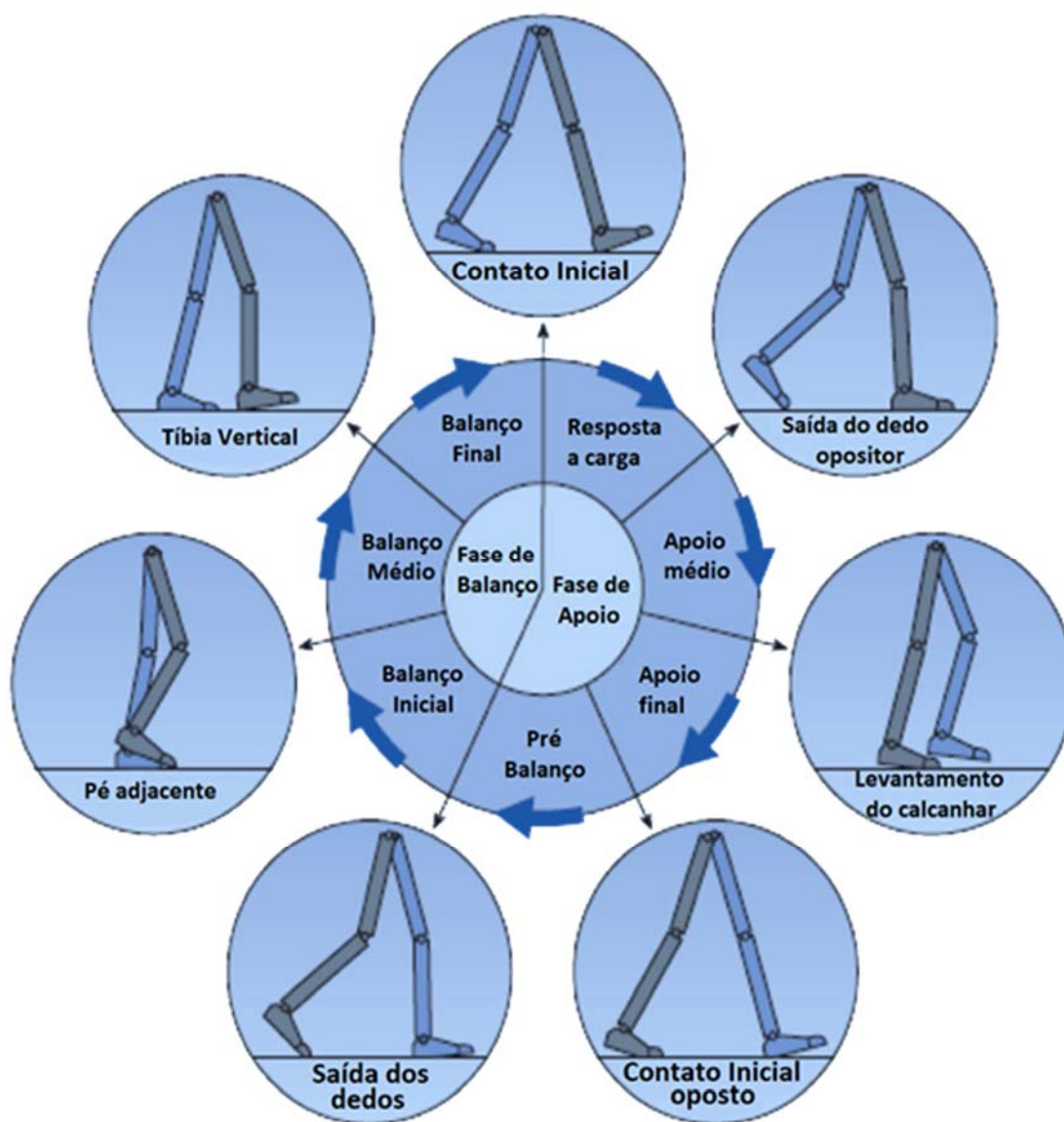


Figura 2 – Eventos do ciclo de marcha. Adaptado de [23]

Tais eventos dividem as fases em subfases. Em relação a fase de apoio, temos: contato inicial, quando a planta do pé toca a superfície; apoio médio, que ocorre quando o pé contralateral ultrapassa o pé de apoio; apoio final, que começa com a saída do calcanhar e termina quando o membro contralateral toca o solo; e pré-balanço, que é a porção do contato inicial do membro contralateral até o levantamento do membro de referência. Seguindo a mesma nomenclatura, as subfases do período de balanço são: balanço inicial, que começa

imediatamente após a perda de contato do pé com a superfície até a flexão máxima do joelho de referência; balanço médio, que ocorre quando o pé ultrapassa outro membro e coincide com o apoio médio do pé contralateral; e balanço final, que ocorre quando a perna se prepara para o próximo toque do pé na superfície de contato

Tais fases [16; 20; 24] podem ser melhor visualizadas na Figura 3.

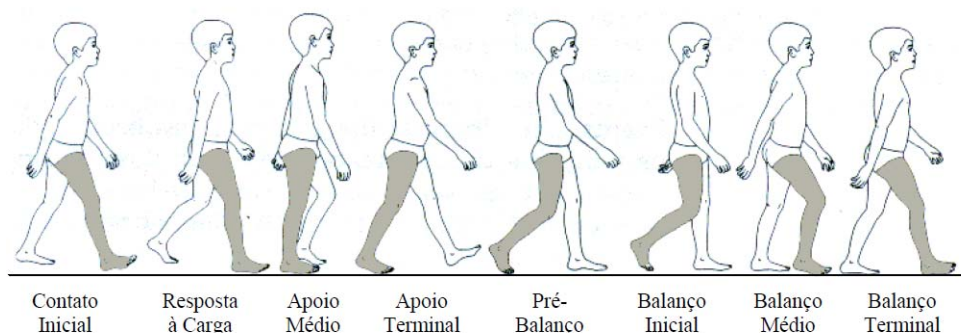


Figura 3 – Fases da Marcha. Adaptado de [24]

Em padrões de normalidade, para se efetuar a partida da marcha, o indivíduo que tem a intenção de elevar o pé direito, começa por se apoiar mais fortemente deste mesmo lado e, em seguida, transfere seu peso para o pé esquerdo, permitindo desse modo que o pé direito possa deixar o solo [25; 26]. Essa versatilidade funcional permite aos membros inferiores se movimentarem em degraus, com mudanças de superfície e obstáculos no caminho da progressão. A eficiência nesses movimentos depende da mobilidade articular livre e da atividade muscular que é seletiva na intensidade e duração [16].

O quadril inicia o ciclo de marcha em flexão, passando a estender até o instante em que o pé deixa o solo. Após a liberação do membro na fase de balanço, o quadril volta a flexionar-se com o objetivo de lançá-lo para frente [21; 27]. Clinicamente, considera-se o tronco e a coxa na postura ereta em repouso como sendo a posição zero. Desse modo, observa-se normalmente uma amplitude de movimento de 10° de extensão e de 30° de flexão para a articulação do quadril. Com o início do apoio médio, essa articulação se estende progressivamente, alcançando alinhamento neutro aos 38% do CM. O pico de atividade extensora ocorre quando o outro pé toca a superfície do solo (aproximadamente 50% do CM). Durante o pré-balanço, o quadril inverte sua

direção de movimento e começa a fletir. A posição neutra dessa articulação (0°) é alcançada no final do período de apoio (60% do CM) [16; 28].

No contato inicial, nota-se de 20° a 40° de flexão do quadril, com os músculos glúteo máximo e posteriores da coxa em ação excêntrica para resistir ao momento de flexão. No apoio médio, ocorre movimentação do quadril para a posição neutra e no apoio terminal observa-se ADM de 10° a 15° de padrão extensor nessa articulação. Por fim, no pré-balanço, o quadril encontra-se estendido com discreta rotação interna [14].

O joelho inicia o CM em extensão quase completa. Após o contato do pé com o solo, ele realiza flexão, aceitando a carga imposta por toda a parte superior do tronco, e então volta a estender. Durante a fase de oscilação, o joelho se flexiona, elevando o pé em relação à superfície [21; 27]. No momento do apoio do calcanhar no solo, o joelho está normalmente em extensão quase total, entretanto observa-se que ao se aumentar a velocidade da caminhada, a flexão do joelho fica mais evidente. Mesmo antes do início dessa fase, a musculatura da parte anterior da perna está em pré-tensão, com a contração antecipada do músculo quadríceps para evitar uma flexão exagerada, contribuindo para amortecer o impacto e impedir que o pé toque bruscamente o solo [21].

O quadríceps age principalmente no momento em que o membro aceita a carga imposta pelo corpo, evitando uma flexão exagerada do membro que está no solo. Ao final da fase de apoio, o joelho se estende até atingir cerca de 3° a 5° de flexão (uma extensão quase completa) e, a seguir, quando o membro está prestes a deixar o solo, ele se flexiona até atingir um valor entre 7° e 10° [21].

O joelho apresenta diversas funções durante a marcha: suporte de peso, amortecimento de choque, aumento do comprimento da passada e movimentação do pé durante o balanço. Os indivíduos variam a postura dessa articulação no contato inicial entre uma discreta hiperextensão (-2°) e flexão (5°). Após o início do apoio, o joelho flete rapidamente durante a fase de resposta a carga, ocorrendo contração excêntrica do quadríceps para controlar esse movimento. Quando essa junta se encontra flexionada durante os primeiros instantes da fase apoio, ela atua para reduzir a intensidade do choque [14; 16].

Na fase de apoio médio, o joelho se encontra normalmente em flexão de 15° , movendo-se em direção à extensão. Já na fase de apoio final, apresenta 4° de flexão, deslocando-se para extensão. Por fim, no pré-balanço, o joelho

movimenta-se da extensão quase completa para 40° de flexão [14]. Nota-se que da aceleração até o balanço médio, o joelho apresenta movimento cinemático entre 30° a 60° de flexão, com contração concêntrica dos isquiotibiais [16]. Posteriormente, na fase de desaceleração essa articulação movimenta até a extensão quase completa [14; 16].

2.5. Marcha em Esteira Ergométrica

O estudo da caminhada em esteira apresenta diversas vantagens comparado com a mesma atividade em solo, como menor área física requerida, controle preciso de velocidade e inclinação, simplicidade na captura de vídeo e capacidade de registro de diversos ciclos de marcha consecutivos [29; 30]. Em teoria, se a velocidade da esteira é constante, biomecânicamente, não existem diferenças entre as duas modalidades [31; 32]. Na prática, percebem-se algumas diferenças:

- A velocidade auto selecionada na esteira é geralmente menor que em solo [33].
- Para a mesma velocidade, a cadência na marcha em esteira é maior que no solo, proporcionando ciclos de marcha menores, porém mantendo a mesma relação apoio/balanço da marcha em solo. Tais alterações tem relação com a familiarização do indivíduo com a marcha em esteira [34].
- A marcha em esteira reduz a variabilidade natural, produzindo padrões mais estáveis [35].
- Parâmetros cinemáticos apresentam tipicamente variações muito pequenas ($<2^\circ$), sugerindo que não há diferenças clinicamente relevantes entre a marcha em esteira e em solo [29; 34; 36; 37]

Tipicamente, as diferenças entre a marcha em esteira e em solo são pequenas e com pouca relevância clínica, fazendo com que as vantagens do uso da esteira superem as potenciais limitações [38].

2.6. Reabilitação da Marcha

A marcha é o resultado de um conjunto de intrincadas relações dinâmicas entre um elemento central de controle e diversos mecanismos de *feedback* [39]. Qualquer distúrbio em um destes sistemas é capaz de alterar significativamente o padrão de marcha de um indivíduo. Dentre as principais fontes responsáveis por alterações na marcha, pode-se citar:

- Traumas, afetando tanto o sistema musculoesquelético quanto o sistema nervoso central e periférico. Exemplos incluem Acidente Vascular Cerebral [40], traumatismo craniano [41], traumas na medula espinhal [42], bem como fraturas ósseas e rompimentos de tendões e ligamentos [43] nos membros inferiores.
- Doenças que afetem o funcionamento do sistema nervoso ou musculoesquelético, como Osteoartrite [44], Paralisia Cerebral [45], Doença de Parkinson [46], ou Esclerose Múltipla [47].
- Alterações fisiológicas que acompanham o envelhecimento, como degeneração dos sistemas musculoesquelético [6], proprioceptivo e vestibular [48].

Até o presente momento, a reabilitação de marcha baseia-se principalmente em intervenções fisioterapêuticas [49]. As diferentes terapias visam melhorar a deambulação funcional, favorecendo principalmente o treino de marcha em solo. Além da técnica específica utilizada para determinado tipo de disfunção, todas as abordagens exigem exercícios preparatórios especificamente projetados, observação do fisioterapeuta e manipulação direta da posição dos membros inferiores durante a marcha sobre uma superfície regular (Vide Figura 4). Tais técnicas, porém, possuem aplicação limitada [50], uma vez que são trabalho-intensivas e fisicamente desgastantes para os fisioterapeutas, que geralmente estão em posições ergonomicamente desfavoráveis.



Figura 4 – Modelo clássico de reabilitação de marcha.

Uma das soluções que vêm sendo adotadas para melhorar a performance do treinamento de marcha é o uso de dispositivos robóticos (Figura 5). Eles permitem a reprodutibilidade do padrão de marcha para os membros inferiores [51], podem ser adaptados às diferentes necessidades de cada paciente, além de possibilitar o prolongamento das sessões de treino, uma vez que liberam o terapeuta da carga de trabalho associada a execução dos movimentos do paciente. Há também sistemas de assistência, que oferecem a possibilidade de suporte em terapias realizadas na própria residência do paciente (home-based) garantindo a realização de movimentos fisiológicos e provendo feedback objetivo para o paciente [52]. Deve-se considerar também vantagem prática do paciente estar em seu espaço pessoal, o que pode aumentar muito a motivação e a frequência do treino.



Figura 5 – Reabilitação de marcha utilizando dispositivo robótico.

2.7. Métodos de Avaliação da Marcha

“Marcha é a maneira ou estilo com que uma pessoa caminha” [53]. Andar é um processo complexo, que envolve a coordenação do cérebro, medula espinhal, nervos, músculos, ossos e articulações. Sua análise permite auxiliar o tratamento de indivíduos, e melhorar a compreensão do processo da marcha através da pesquisa [9]. Para tal, diversas formas de avaliação foram desenvolvidas, sendo algumas delas citadas nos tópicos a seguir.

2.8. Caminhada cronometrada de 25 pés (T25-FW)

O método da caminhada cronometrada de 25 pés (Timed 25-Feet Walk) é uma avaliação da performance de mobilidade e funcionalidade dos membros inferiores, baseado em uma caminhada de 25 pés [54]. O paciente é direcionado ao início de uma pista de 25 pés (7,62m) e instruído a caminhar o mais rápido possível, mas com segurança. O paciente pode utilizar dispositivos de assistência (bengala, muletas, andador, etc.) caso seja necessário.

O tempo é cronometrado a partir do momento do comando até que o paciente atinja a marca de 25 pés. A tarefa é novamente avaliada, agora no caminho de volta. O valor final adotado é a média das duas execuções.

Valores menores que 6s indicam normalidade. Valores entre 6 e 7,9s são associados a incapacidade funcional e necessidade de ajuda com atividades da vida diária. Valores acima de 8s indicam necessidade de suporte para a caminhada, incapacidade de realização de atividades da vida diária, e necessidade de suporte pela seguridade social [55].

2.9. Performance de mobilidade orientada a tarefas (POMA)

O teste de performance de mobilidade orientada a tarefas (POMA) é um instrumento muito utilizado para avaliação do equilíbrio e da marcha [56]. É utilizado clinicamente para determinar o nível de mobilidade em pacientes, ou para avaliação de mudanças com o tempo. O POMA consiste na aplicação de dois testes, sendo o primeiro de equilíbrio (POMA-B) e o segundo de marcha (POMA-G).

O POMA-B avalia o paciente em determinadas posições e em mudanças de posição, com tarefas de estabilidade relacionadas às atividades diárias. No POMA-G, vários aspectos qualitativos da marcha são avaliados. Cada item é pontuado em um valor que varia entre 2 e 3, resultando em um escore máximo de 28 (sendo respectivamente 16 para o POMA-B e 12 para o POMA-G).

Este teste foi originalmente desenvolvido para predição de quedas em uma população idosa institucionalizada. Posteriormente, o teste passou a ser adotado em vários contextos clínicos como medida de deficiências de mobilidade e efeitos colaterais de intervenções. As tarefas necessárias ao POMA estão descritas no Anexo V [57].

2.10. Teste TUG (Timed Up and Go)

O Timed Up and Go [58] é um teste simples, utilizado para avaliação da mobilidade de um indivíduo, requerendo tanto equilíbrio estático quanto dinâmico.

O teste consiste em instruir o paciente a se levantar de uma cadeira sem o uso dos braços, andar 3 metros, retornar e sentar na cadeira, também sem o apoio dos braços. O tempo para realizar a tarefa é mensurado. Valores acima de 12 segundos indicam deficiência motora e alta chance de queda.

2.11. Índice de Marcha Dinâmico (Dynamic Gait Index – DGI)

O índice de marcha dinâmico foi desenvolvido como uma ferramenta clínica para a avaliação da marcha, equilíbrio e risco de quedas [59]. Por avaliar não apenas a caminhada em estado estacionário, mas também a caminhada durante tarefas mais desafiadoras, o DGI é um teste mais sensível.

Ele consiste de 8 tarefas que são avaliadas em até 3 pontos, formando um escore de 24 pontos. Escores de 22 ou acima são considerados normais, enquanto escores abaixo de 19 pontos indicam instabilidade de marcha e grande risco de queda. O protocolo de aplicação está descrito no Anexo VI.

2.12. Cinemetria

O estudo do movimento angular sem se preocupar com suas causas é denominado de cinemática angular. Sabe-se que movimento angular ocorre quando todas as partes de um corpo se movimentam no mesmo ângulo, mas não são submetidas ao mesmo deslocamento linear [60].

Os segmentos corporais giram em torno dos centros das articulações que formam seus eixos de rotação. Na análise biomecânica, para determinação dos ângulos, habitualmente define-se retas como os segmentos do corpo e o vértice como o centro da articulação, conforme visto na Figura 6. Nos estudos biomecânicos, pode-se calcular o ângulo relativo (também denominado de ângulo intersegmentar ou ângulo articular) existente entre eixos longitudinais de dois segmentos, que é utilizado clinicamente, pois é um indicador mais prático da função e da posição da articulação [14; 16; 20; 60].

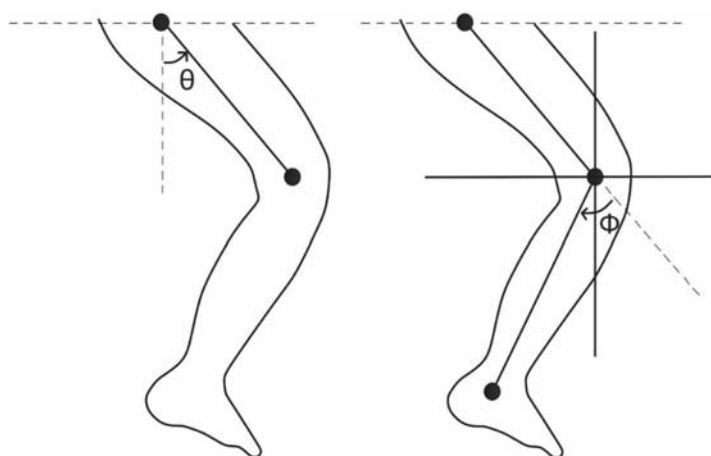


Figura 6 – Ângulos Articulares

Nas análises biomecânicas, a posição dos membros pode ser rastreada automaticamente, geralmente através de marcadores altamente reflexivos localizados nos pontos de interesse, porém com o avanço das técnicas de aprendizado computacional e processamento de imagens, hoje já existem sistemas capazes de fazer o rastreamento mesmo sem o uso de marcadores. A localização do marcador é determinada pelo centro da área luminosa registrada. Existem diversos protocolos de fixação de marcadores, utilizados de acordo com o tipo de estudo e de equipamento utilizado.

2.13. Ciclograma

Uma ferramenta de análise de marcha que caracteriza o aspecto geométrico do padrão de locomoção em termos quantitativos é o ciclograma [61]. Estes consistem em um conjunto de linhas retas desiguais, que são conectadas por dois pontos sucessivos, e resultam em polígonos irregulares. Eles são conhecidos como curvas paramétricas, que são obtidas quando se plota diretamente variáveis associadas, $x_1(\lambda)$, $x_2(\lambda)$, ..., $x_n(\lambda)$, onde cada variável é função de um parâmetro λ . No presente contexto, o ângulo articular são as variáveis e o tempo é o parâmetro [62].

Tal ferramenta vem sendo utilizada em uma série de estudos recentes, para avaliação da marcha em diversas situações. Sabe-se que Grieve [8] foi o primeiro a propor o uso de ciclogramas, explicitando que processos cíclicos como a marcha são melhor compreendidos se estudados com diagramas também cíclicos e propôs incluir informações como instante de tempo do contato do calcanhar e do desprendimento dos dedos [8; 63]. Sabe-se que os ciclogramas são eficientes descritores capazes de expressar quantitativamente o ciclo de marcha humano através dos ângulos produzidos por duas articulações, além de fornecer algumas vantagens, como as percepções advindas das formas geométricas de representação [62]. De acordo com Kutilek [64], o ciclograma é um mecanismo extremamente estável para identificação do comportamento da marcha, partindo do princípio de que o movimento coordenado do membro deve ser percebido como resultado de uma interação entre dois ou mais segmentos, e não como fenômeno de movimento articular isolado [65].

A partir de gráficos tempo vs ângulo de articulações individuais, é possível construir ciclogramas ignorando o eixo dos tempos de cada gráfico e plotando diretamente representações ângulo vs ângulo de duas articulações. Em estudos de marcha, a facilidade de identificação do ciclograma planar quadril Joelho tem tradicionalmente recebido maior atenção [62].

Charteris [66] caracterizou um ciclograma quadril Joelho típico (figura 7). Nele, o ciclo de marcha completo foi dividido em 10 partes iguais, assinaladas por “*” e os eventos importantes do CM foram marcados com “o”.

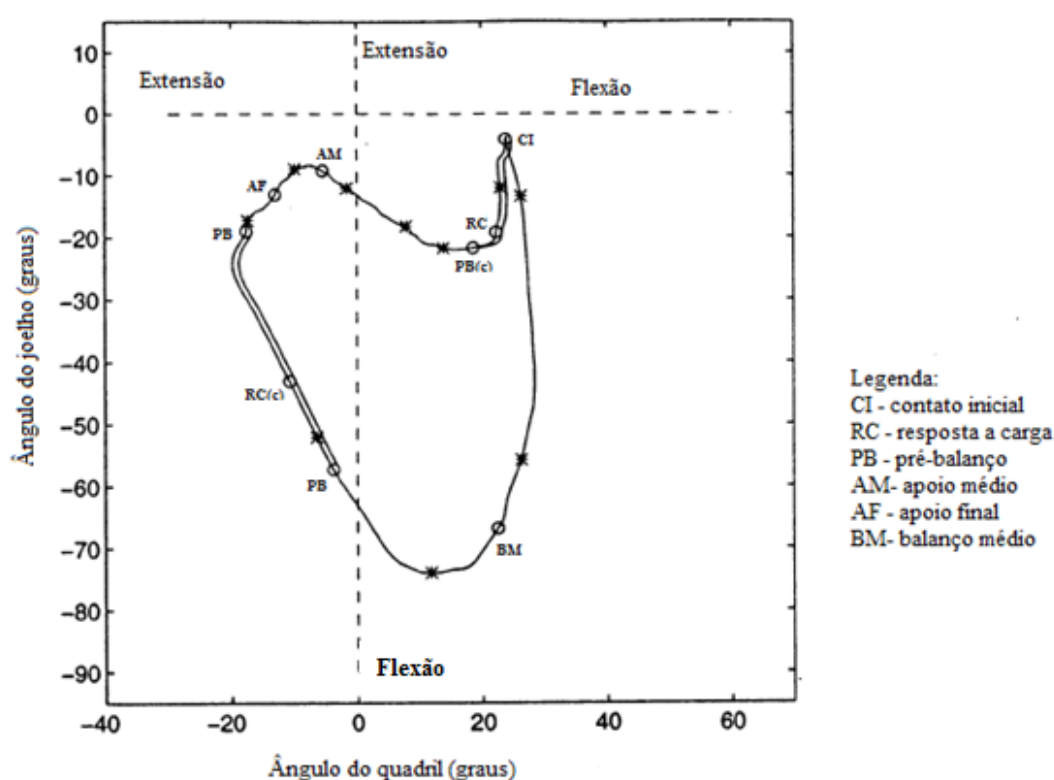


Figura 7 – Típico ciclograma quadril-joelho. Adaptado de [66]

O período logo após o contato inicial (Fig. 8a) é representado por uma linha quase vertical demonstrando a rápida flexão do joelho e discreta movimentação do quadril. O choque criado pelo impacto do calcanhar com o solo é rapidamente atenuado durante esse período (Fig. 8b). Após a fase de resposta a carga, o quadril começa a estender concomitante com o joelho até o apoio médio (Fig. 8c). Em seguida, a fase de apoio final é caracterizada pela extensão do joelho. Sequencialmente, a hiperextensão do quadril atinge o máximo e prossegue a extensão do joelho (Fig. 8d). Deve ser notado que o pré-balanço, que

corresponde ao desprendimento dos dedos (Fig. 8e), ocorre antes que o joelho atinja seu pico de flexão. Tipicamente, a fase de balanço inicia com 0° de extensão de quadril e próximo de 80% da flexão máxima de joelho. No balanço médio (Fig. 8f), nota-se a proximidade do pico de flexão de quadril e do joelho, seguido da extensão dessa última articulação em preparação ao contato inicial seguinte [62; 66]. Verifica-se que os ciclogramas geralmente apresentam sentido de rotação anti-horário [61; 62].

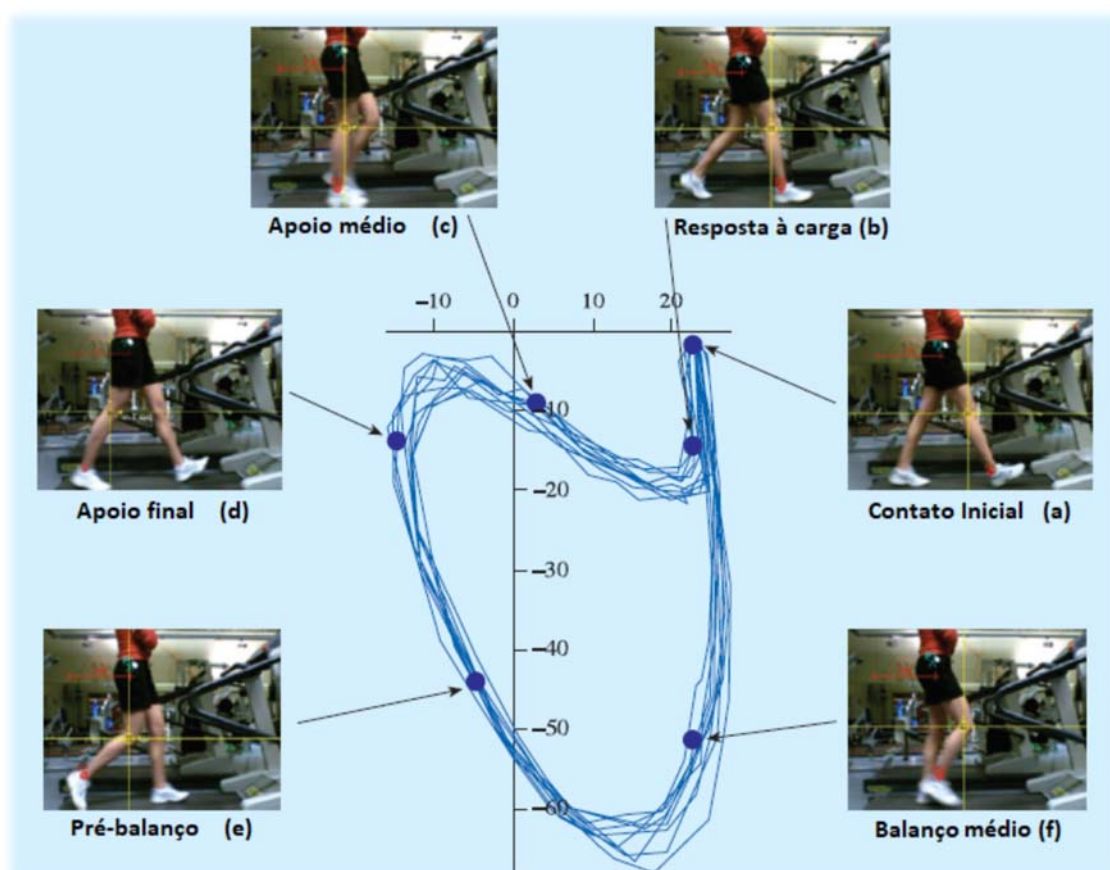


Figura 8 – Ciclograma quadril-jelho: Detalhamento com as fases da marcha. Adaptado de [61]

Os ciclogramas quadril-jelho demonstram mudanças na amplitude de movimento da articulação do quadril em função daquelas variações da articulação do joelho. Com eles, pode-se efetuar interpretações de relações entre articulações diferentes, embora a dimensão temporal seja perdida na representação gráfica. Além disso, eles servem de suporte para separar diferentes tipos de marcha e são representativos do formato da marcha subjetiva [67].

Segundo Goswami [62], os ciclogramas, em associação com as demais representações cinemáticas de movimentos multi-articulares, podem ser importantes ferramentas analíticas. Na análise da marcha através de ciclogramas quadril Joelho pode-se determinar a partir dele uma série de variáveis características, como por exemplo a amplitude de movimento do quadril e do joelho; as razões entre estas amplitudes; área (A) e perímetro (P) do ciclograma; excentricidade, inclinação e a relação adimensional P/\sqrt{A} [62].

Tais parâmetros podem ser utilizados em diversos sistemas clínicos, inclusive aqueles que fazem uso de inteligência artificial.

2.14. Reconhecimento de padrões e os sistemas de Inteligência Artificial

De maneira simplificada, pode-se afirmar que a Inteligência Artificial é uma área da ciência que busca utilizar os sistemas computacionais para simular o processo do pensamento humano durante a resolução de problemas, reproduzindo algumas das atividades mentais e permitindo que realizem com sucesso tarefas que exigem inteligência quando realizadas por seres humanos [68; 69; 70; 71]. Dentre estas atividades, uma das mais utilizadas é o reconhecimento de padrões.

A palavra “padrão” é um derivado do latim *patronus*, definida como “um exemplo ou modelo a ser copiado e seguido”. A inteligência artificial utiliza-se do reconhecimento de padrões para analisar um conjunto de dados, e organizá-los de acordo com um conjunto de propriedades ou características comuns. Dentre as técnicas utilizadas para realizar tal tarefa, uma das mais utilizadas são as Redes Neurais Artificiais [72]. Algumas razões para a popularidade das RNA's são robustez, tolerância a falhas, adaptabilidade, e capacidade de processamento de dados de forma paralelizada, permitindo que resolvam complexos problemas não-lineares e de relacionamento multi-I/O [73; 74]. Priya e Iqbal [75] afirmam que as redes neurais artificiais tem se mostrado como uma técnica de modelamento superior para aplicações como predição e ajuste de dados.

Considerando as características acima apresentadas, optou-se pelo uso das redes neurais artificiais no desenvolvimento deste trabalho.

2.15. Redes Neurais Artificiais

As redes neurais artificiais são sistemas inspirados nos sistemas neurobiológicos, em que a informação (conhecimento) é associada à interação entre as sinapses neuronais [76].

2.16. Fundamentos Biológicos

As células nervosas, denominadas neurônios, são os elementos base do SNC [77]. Para formar este sistema, cerca de 100 bilhões de neurônios são conectados uns aos outros, em um arranjo espacial extremamente complexo. As conexões entre dois neurônios acontecem em um local denominado sinapse, onde as células nervosas são separadas por um pequeno espaço de alguns centésimos de micron.

Os sinais que se propagam pelos neurônios são de natureza elétrica. Portanto, eles não podem se propagar diretamente entre células nervosas [78], devido ao espaço sináptico. Ao atingir a extremidade do axônio, o sinal elétrico provoca a liberação de substâncias químicas denominadas “neurotransmissores”. Esta substância difunde-se pelo espaço sináptico, fixando-se em receptores específicos, localizados nos dendritos do neurônio vizinho. Esta fixação pode dar origem a outro sinal elétrico dentro deste neurônio.

O modelo clássico [78] apresentado pelos biólogos é do neurônio efetuando uma soma dos sinais nervosos transmitidos pelos seus dendritos. Se a soma ultrapassar um determinado limiar, o neurônio responde enviando um sinal que se propaga ao longo do seu axônio; caso contrário, ele permanece inativo. A Figura 9 resume este tipo de funcionamento.

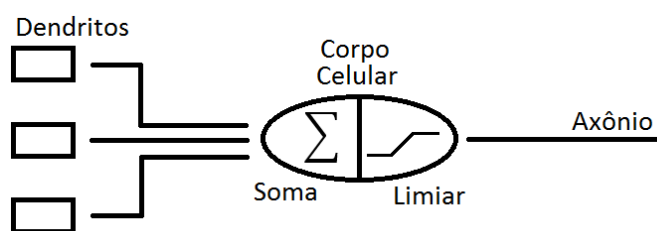


Figura 9 – Modelo de funcionamento do neurônio

2.17. Rede de neurônios artificial

Utilizando como base o sistema biológico, as redes neurais são sistemas artificiais compostos de elementos básicos denominados neurônios, podendo ser organizados em camadas sucessivas conectadas entre si [79], como pode ser visto na Figura 10:

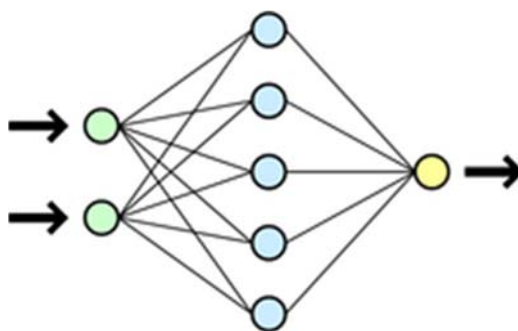


Figura 10 – Exemplo de uma rede de neurônios multicamada

Uma rede neural, então, pode ser vista como um processador paralelo distribuído de forma massiva, capaz de armazenar conhecimento. Suas principais características são:

- i. Conhecimento adquirido através de um processo de aprendizagem
- ii. A força de relação entre neurônios, conhecida como *peso sináptico*, é utilizada para armazenar o conhecimento.

A implementação de uma rede neural passa geralmente por três etapas:

- Definição das entradas e saídas da rede
- Definição da arquitetura da rede (número de camadas, quantidade de neurônios por camada, escolha das conexões)
- Aprendizagem da rede

2.18. Aprendizagem da rede neural

O ajuste dos pesos das conexões é denominado *aprendizagem da rede*, e geralmente consiste no seguinte procedimento:

- Apresentar a rede um conjunto de entrada/saída conhecidos
- Minimizar uma função custo

Este problema pode ser resolvido por um algoritmo de retro propagação do erro[80]. A convergência deste método é assegurada pela escolha da taxa de

aprendizagem correta, mas o ótimo obtido é local, e fortemente dependente das condições iniciais da rede. É importante ressaltar que o conjunto de dados fornecido à rede deve ser capaz de representar todo o domínio de funcionamento esperado.

2.19. Trabalhos Correlatos

A análise de marcha tem sido alvo de muitas pesquisas recentes, e vários trabalhos publicados na literatura possuem algum tipo de relação com o estudo desenvolvido. Dentre estes se destacam:

2.20. Kutilek e Farkasova

Kutilek e Farkasova [81] desenvolveram um sistema que combina dados derivados do ciclograma com redes neurais artificiais para predição dos ciclogramas. Valores de posição das articulações, velocidade angular, peso e idade do paciente, além de valores provenientes de análise de componentes principais e outros valores derivados do ciclograma (como a inclinação do gráfico) são utilizados como entradas de uma rede neural artificial, cuja função é prever as próximas posições angulares das articulações. Os autores afirmam que os resultados obtidos são satisfatórios, porém nenhuma métrica que permita comparação com outros estudos é apresentada.

2.21. Kutilek e Viteckova

Neste estudo [82], os autores utilizam dados derivados do ciclograma como entradas de um sistema especialista baseado em Lógica Nebulosa, com a intenção de prever a velocidade de caminhada e a inclinação da superfície. As regras Fuzzy foram definidas a partir de resultados experimentais e conhecimento relacionando as variáveis derivadas do ciclograma com a velocidade e inclinação da marcha. Os resultados indicam que é possível prever, apesar de uma certa margem de erro, a velocidade de caminhada e inclinação da superfície a partir da área e inclinação do ciclograma.

2.22. Kutilek et al.

Os autores desenvolveram um sistema para controle de próteses mioelétricas [83] que utiliza uma série de loops sensor-atuador e sistemas de inteligência artificial para automatizar tarefas motoras de baixo nível. O sistema é capaz de prever possíveis colisões, e atuar de forma a evita-la. Durante a caminhada, baseado na posição dos membros inferiores, o sistema prediz o ângulo do ombro, movimentando a prótese sem a necessidade de comando voluntário do usuário. Tais ações diminuem a carga cognitiva necessária para realização de tarefas com a prótese.

2.23. Semwal e Raj

Neste trabalho, Semwal e Raj [84] desenvolveram um novo modelo para identificação biomecânica da marcha. Dados extraídos via Análise de Componentes Principais são utilizados como entrada em uma rede Perceptron Multicamada, permitindo classificar 4 modos de marcha. Os resultados foram comparados com outros algoritmos baseados em k-means e k-nearest neighbors, demonstrando que o método é capaz de identificar com sucesso a tarefa da marcha tanto em ambientes internos como externos.

2.24. Padula et al.

Os autores [85] utilizaram ciclogramas do centro de pressão para avaliar a eficiência do uso de prismas ligados na correção da sincronia entre a linha média visual e o sistema proprioceptivo da base de suporte, responsável por gerenciar o alinhamento corporal vertical, mantendo-o contra a gravidade. Um erro na relação entre estes sistemas compromete a orientação espacial do indivíduo, causando variações no centro de massa durante a deambulação. A utilização dos prismas compensa a diferença entre o sistema proprioceptivo e a percepção visual, melhorando a estabilidade do indivíduo.

2.25. Kalron e Achiron

Neste trabalho [86] os autores relacionaram o medo de quedas à parâmetros da marcha em indivíduos com esclerose múltipla. Voluntários com alto índice de preocupação com quedas apresentaram variações na velocidade, comprimento do passo, largura da base de suporte, bem como alta variabilidade na geometria do ciclograma do centro de pressão.

2.26. Barthélemy, Gagnon e Duclos

Neste estudo, os autores avaliaram a utilização de um sistema vibratório semelhante à marcha nas habilidades de deambulação de um indivíduo com lesão crônica incompleta na medula espinhal. Vibrações são estimulações sensoriais poderosas, que podem ativar aferências musculares. A marcha do indivíduo foi avaliada antes e após o tratamento com o sistema vibratório. Valores cinemáticos foram avaliados principalmente através da diferença entre ciclogramas pré e pós tratamento, bem como de outras variáveis temporais como velocidade e cadência. Os resultados demonstraram que a terapia com elementos vibratórios pode melhorar a velocidade auto selecionada e a distância total percorrida da marcha de um indivíduo com lesão medular crônica incompleta.

2.27. Jasni et al.

Neste trabalho [87], os autores utilizaram diversos tipos de ciclogramas para avaliar a inter-relação entre as articulações fisiológicas e as próstéticas em indivíduos com amputação em membros inferiores. Um total de 36 relações foram definidas através do pareamento de variáveis. De acordo com os autores, a maioria destas relações não foi descrita na literatura, com exceção das relações ângulo-ângulo entre articulações, e momento-ângulo para a articulação do calcanhar. Os ciclogramas foram então manipulados para identificar os parâmetros dominantes em cada subfase da marcha, e por fim utilizados para quantificar disparidades (assimetria) entre o membro saudável e o membro próstético. O principal resultado encontrado é de que modificações na fase de

balanço médio geravam alterações nas subfases adjacentes, aumentando o erro normalizado médio. O joelho prostético deve ser mantido “independente” durante a fase do balanço médio, estendendo-se pelo efeito do momento produzido por seu peso e pela gravidade, de forma a conectar a fase de balanço inicial com a fase do balanço final. Tal ação simplifica o controle e reduz o consumo de energia, comparado a sistemas onde o movimento é controlado durante todo o ciclo de marcha.

2.28. Daunoraviciene et al.

Este estudo [88] foca na avaliação funcional dos membros superiores de indivíduos com AVC através da análise de parâmetros cinemáticos angulares. O movimento, como um todo, foi analisado através de ciclogramas ângulo-ângulo, que permitiram avaliar a amplitude funcional dos movimentos de cada segmento. A área do ciclograma foi utilizada como um novo índice de avaliação. Os resultados estão de acordo com os valores clínicos, e a avaliação de membros superiores por meio de ciclogramas aparenta ser um método promissor para avaliação e predição de resultados de programas de reabilitação.

Capítulo 3

3. Métodos

O presente estudo foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia (CEP/UFU 414/10). A coleta de dados foi realizada no Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Educação Física (FAEFI) no Centro de Excelência Esportiva (CENESP) da UFU. O laboratório teve sua única janela coberta por um tecido preto para que não houvesse reflexo da luz ambiente, que poderia atrapalhar o rastreamento dos marcadores durante o processamento dos dados.

Os voluntários foram orientados em relação aos objetivos da pesquisa e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo II). Os riscos ou comprometimentos de natureza física proporcionados aos voluntários devido aos procedimentos experimentais foram de natureza mínima. Assim as atividades funcionais solicitadas aos indivíduos analisados, bem como a execução destas, buscaram reproduzir atividades da vida diária, neste caso a marcha.

A amostra foi constituída de 40 (quarenta) voluntários saudáveis e ativos fisicamente, sendo 20 jovens e 20 idosos (10 de cada gênero, por grupo). As características dos participantes da pesquisa como idade, peso, altura e índice de massa corporal (IMC) são apresentadas na Tabela 1.

Independentemente do gênero, o grupo jovem apresenta média de idade de 21,70 ($\pm 3,06$) anos, massa de 65,09 ($\pm 11,97$) kg, altura de 1,70 ($\pm 0,10$) m e IMC de 22,52 ($\pm 2,67$) kg/m². O grupo idoso apresenta média de idade 68,95 ($\pm 6,72$) anos, massa de 67,17 ($\pm 10,66$) kg, altura de 1,63 ($\pm 0,84$) m e IMC de 25,19 ($\pm 2,96$) kg/m² (veja Tabela 2).

Tabela 1 – Características dos voluntários entre gêneros

		GRUPO JOVEM		GRUPO IDOSO	
		MASCULINO	FEMININO	MASCULINO	FEMININO
IDADE (anos)	\bar{X}	22,50	20,90	71,60	66,40
	SD	3,69	2,18	8,04	3,75
	VAR.	13,61	4,77	64,71	14,04
MASSA (kg)	\bar{X}	74,88	55,30	72,01	62,33
	SD	7,55	5,73	10,63	8,66
	VAR.	56,94	32,78	113,05	74,99
ALTURA (m)	\bar{X}	1,76	1,63	1,68	1,59
	SD	0,06	0,07	0,07	0,07
	VAR.	0,00	0,00	0,01	0,01
IMC (kg/m ²)	\bar{X}	24,14	20,90	25,48	24,85
	SD	2,65	1,47	2,58	3,35
	VAR.	7,03	2,21	6,65	11,23

Tabela 2 – Características dos voluntários independentemente do gênero (p < 0,05)

		GRUPO JOVEM	GRUPO IDOSO
IDADE (anos)	\bar{X}	21,70	68,95
	SD	3,06	6,72
	VARIÂNCIA	9,38	45,21
MASSA (kg)	\bar{X}	65,09	67,17
	SD	11,97	10,66
	VARIÂNCIA	143,39	113,73
ALTURA (m)	\bar{X}	1,70	1,63
	SD	0,10	0,84
	VARIÂNCIA	0,01	0,01
IMC (kg/m²)	\bar{X}	22,52	25,17
	SD	2,67	2,96
	VARIÂNCIA	7,14	8,78

3.1. Determinação da Amostra

Os critérios de inclusão adotados para os grupos nesse estudo abrangem:

- jovens e idosos saudáveis e independentes, sem limitação nas atividades da vida diária;
- ausência de lesões, traumas, fraturas ou cirurgias de membros inferiores que alterassem a marcha;
- IMC < 30;
- voluntários sem hipotensão postural e alterações do sistema vestibular no momento do teste;
- indivíduos que aceitassem participar do projeto e assinassem o termo de consentimento.

Os critérios de exclusão nessa pesquisa foram:

- indivíduos que apresentassem doenças reumáticas ou neurológicas com sequelas motoras;
- pessoas com distúrbios cardiovasculares que afetassem a marcha;
- indivíduos com alterações de pressão arterial, ou no sistema vestibular;
- apresentassem graduação de força muscular menor ou igual a 3 na musculatura examinada;
- não adequação aos critérios de inclusão do estudo.

A maioria dos jovens era estudante da FAEFI/UFU e a maioria dos idosos participava dos grupos do projeto Atividades Físicas e Recreativas para a Terceira Idade - Vida Ativa (AFRID).

3.2. Avaliação preliminar dos voluntários

Primeiramente, os voluntários foram submetidos a uma anamnese composta por identificação do indivíduo, tipo de atividade física realizada, além de hábitos de vida e cirurgias pregressas, como pode ser visto no anexo III. A medida da massa corporal foi feita com a utilização de uma balança antropométrica digital marca Camry®, modelo eb9013. Para a mensuração da altura dos voluntários utilizou-se fita métrica simples. Além disso, foi realizado exame físico com inspeção estática dos membros inferiores, aferição da pressão arterial sistêmica pelo método auscultatório com esfigmomanômetro aneroide e estetoscópio.

Em seguida aplicou-se a Escala de Equilíbrio de Berg (EEB), validada para língua portuguesa por Miyamoto [89]. A EEB é composta por 14 itens de atividades comuns à vida diária: transferir de sentado para em pé; ficar em pé sem apoio; permanecer sentado sem apoio; passar do estado em pé para sentado; realizar transferências entre cadeiras; conservar-se em pé com olhos fechados; permanecer em pé com pés juntos; reclinarse a frente com braços estendidos; apanhar objeto do chão; virar para olhar para trás; girar o corpo 360°, colocar os pés alternadamente em um banco; postura em tandem; e ficar em pé apoiado em um dos pés (vide anexo IV) [90]. Nesse instrumento, cada item possui uma escala ordinal de cinco alternativas que variam de 0 a 4 pontos, sendo o escore total de 56 pontos. Pontuações de 41 a 56 indicam baixo risco de quedas, de 21 a 40 o risco é moderado e abaixo de 20 o risco é alto [90]. Assim, a aplicação da EEB, apresentada na Figura 11, pode determinar os fatores de risco associados à perda da independência e queda em idosos.



Figura 11 – Aplicação da Escala de Equilíbrio de Berg

Por fim, foi avaliada a função muscular do quadril (flexores, extensores e rotadores) e do joelho (flexores e extensores), através do teste de força muscular manual da escala de Oxford, com escores de 0 a 5 [91]. Voluntários que apresentassem alterações de PA, sistema vestibular, graduação de força

muscular menor ou igual a 3 na musculatura examinada eram excluídos da pesquisa.

3.3. Familiarização com a esteira e determinação da velocidade

Em seguida, cada voluntário caminhou na esteira para determinar sua velocidade de conforto para marcha em ambientes rotineiros. Essa etapa também permitiu que os participantes se familiarizassem com a esteira, que possuía as seguintes especificações: marca Reebok®, modelo TR3 Premier Run, motor 3.0 hp, velocidade máxima 16 km/h, variação de inclinação de 0 a 15°, tendo a lona de rolagem 50 cm de largura e 152 cm de comprimento.

3.4. Fixação dos marcadores

Adotou-se a convenção internacional, na qual os laboratórios de análise de marcha descrevem a trajetória seguida pelo membro inferior direito [21]. Marcas reflexivas, de coloração laranja, com 1,0 cm de raio, foram afixadas, com fita adesiva transparente, no hemicorpo direito. O ponto anatômico evidente no quadril é o trocânter maior, embora ele não represente o centro da cabeça femoral. O centro do joelho é mais direto, com epicôndilo lateral do fêmur sobre a parte central da articulação. Já no tornozelo, para imagens no plano sagital, deve marcar o maléolo lateral [16], conforme visto na Figura 12.

Segundo Bateira [92], a utilização de marcadores propicia rigor máximo à qualidade das imagens, pois consegue identificar plenamente a posição de todos pontos característicos.

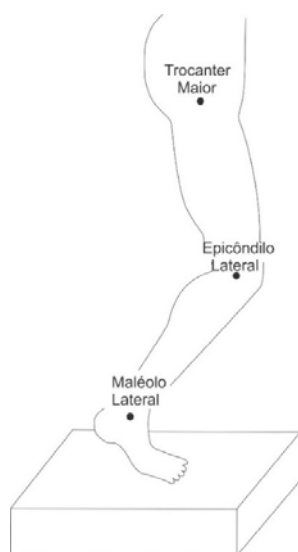


Figura 12 – Posição dos marcadores no hemicorpo direito

3.5. Realização do experimento

Os participantes caminharam em esteira, na velocidade auto selecionada previamente, com inclinação de 5° por 3 minutos, seguido de pausa por igual período. Este procedimento foi repetido para a esteira sem inclinação.

Para cinemetria foi utilizada uma webcam HD marca Microsoft®, modelo LifeCam Studio, com resolução de 1280 x 720 pixels. O movimento foi filmado no plano sagital a 30 quadros/segundo enquanto o indivíduo caminhava na esteira. Os ângulos de flexão/extensão de quadril e joelho do membro inferior direito foram feitas no sistema de coordenadas que tem origem na articulação do joelho [93] como visto na Figura 13, e registradas pela ferramenta de vídeo da versão 6.42 do software Coach 6.

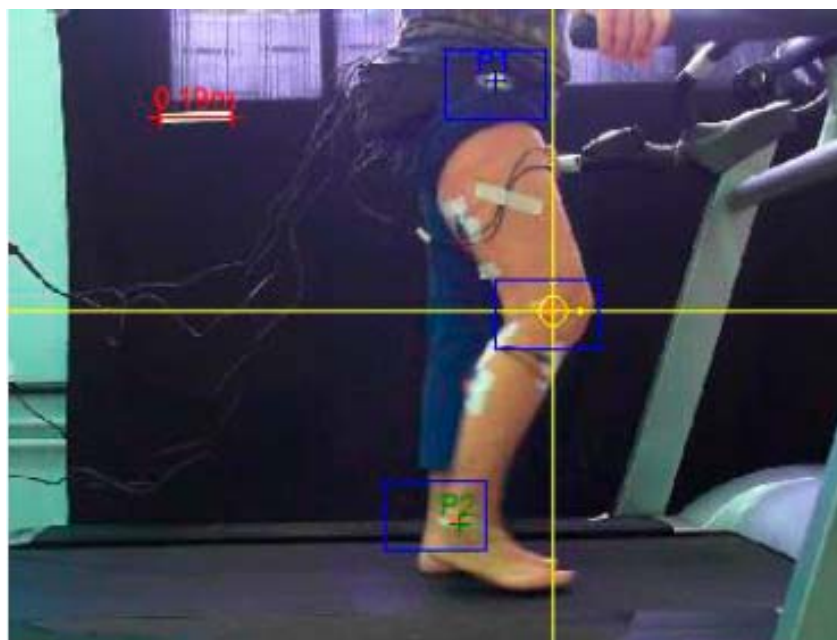


Figura 13 – Medição angular durante análise da marcha

Para análise cinemática foram selecionados 08 passadas sem inclinação e 08 passadas com inclinação a 5° para cada voluntário. Nas Figura 14 pode-se observar a análise da marcha de um voluntário jovem:

- Figura 14 – apresenta os dados de vídeo obtidos

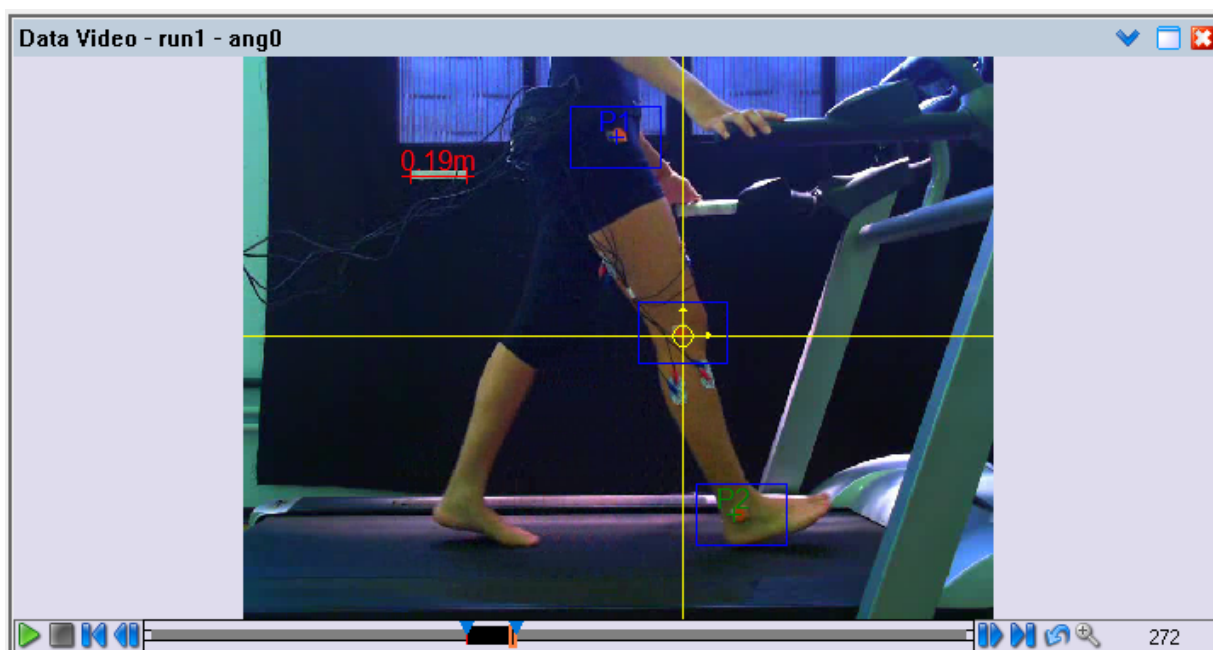


Figura 14 – Análise cinemática da marcha no Coach6

- Figura 15 – gráfico dos ângulos do quadril e joelho plotados simultaneamente, em função do tempo
-

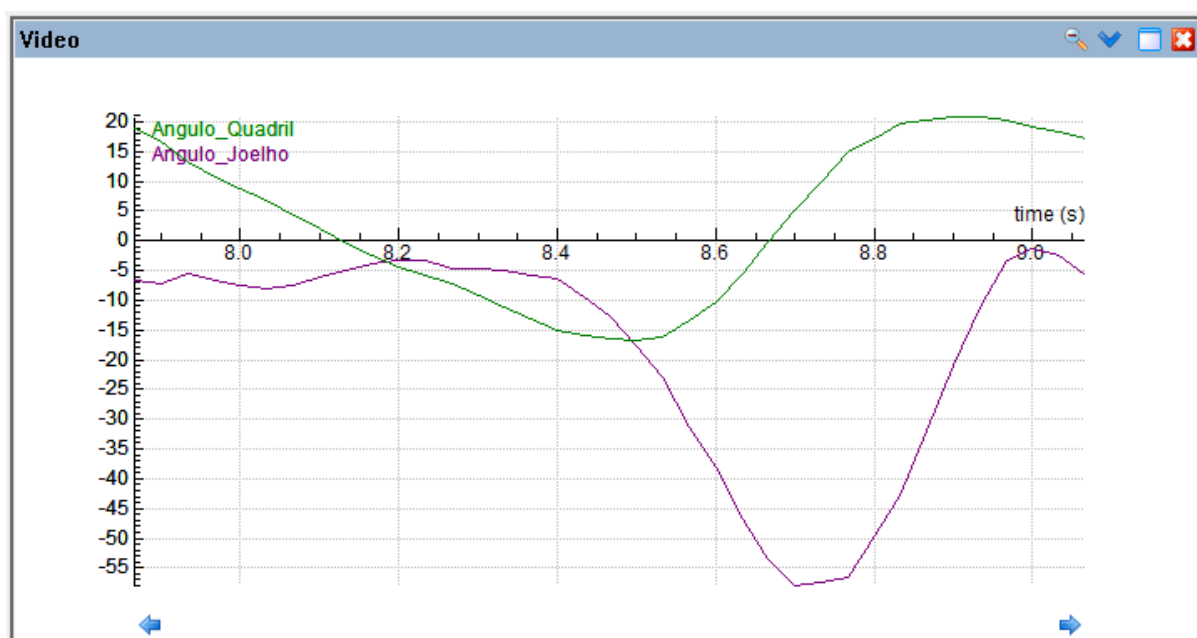


Figura 15 – Ângulos do quadril e joelho plotados em função do tempo

- Figura 16 – Tabela com coordenadas compostas pelas informações de quadril Joelho

Ciclograma		
Angulo_Quadril	Angulo_Joelho	
18.92	-6.72	^
16.60	-7.23	
13.24	-5.51	
10.82	-6.55	
8.69	-7.55	
6.70	-8.09	
4.19	-7.54	
1.97	-6.15	
-0.49	-4.89	
-2.45	-3.74	
-4.40	-3.25	
-5.88	-3.16	
-7.34	-4.80	∇

Figura 16 – Tabela relacionando valores angulares do quadril e joelho

- Figura 17 – Ciclograma plotado com dados advindos da tabela

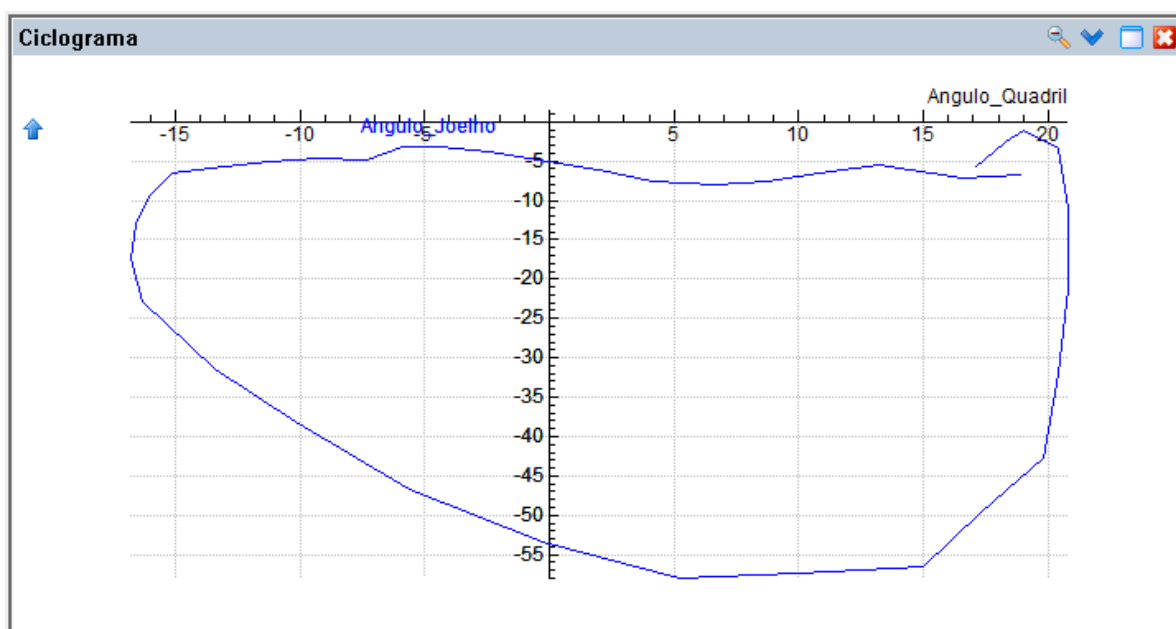


Figura 17 – Ciclograma resultante da plotagem dos ângulos do quadril em relação aos do joelho

Para validação do estudo cinemático, foram calculados e avaliados estatisticamente os seguintes parâmetros:

- velocidade da marcha;
- cadência;
- amplitudes de movimento do quadril e joelho no plano sagital, além de suas razões;
- angulação do joelho e do quadril em três instantes específicos:
 - contato inicial
 - balanço inicial
 - Valores de pico (valores máximos);
- Valores do ciclograma
 - área (A)
 - perímetro (P)
 - razão P/\sqrt{A} .

Para análise dos dados, os participantes foram divididos em 04 grupos: grupo jovem masculino (JM), grupo jovem feminino (JF), grupo idoso masculino (IM) e grupo idoso feminino (IF).

Em cada passada foi determinada a angulação do quadril e do joelho, para compor o ciclograma. O ciclograma quadril-joelho demonstra graficamente a relação entre os ângulos dessas articulações possibilitando a análise simultânea dessas variáveis durante todo o ciclo de marcha. Os ciclogramas foram então utilizados como entradas para redes neurais artificiais, cuja tarefa é prever posições futuras dos membros inferiores.

O sistema de predição é composto por RNAs com arquitetura Feed Forward Multi-Layer Perceptron [94]. O treinamento é realizado com retro propagação do erro utilizando o algoritmo de Levenberg-Marquadt [95]. Os valores iniciais dos pesos foram determinados aleatoriamente, e o erro quadrático médio (MSE – Mean squared error) foi utilizado como avaliador de performance para interromper o treino da rede. A estrutura interna da rede foi definida através do método de Monte Carlo [96].

Para determinação dos experimentos, procurou-se utilizar cenários reais onde o método pudesse ser amplamente utilizado – um destes cenários é o

processo de reabilitação por suporte robotizado. Neste método, o processo de reabilitação é realizado de forma progressiva, com um robô oferecendo suporte a marcha. O ponto inicial da terapia é um treinamento passivo (o robô controla os movimentos do paciente durante todo o ciclo de marcha), e conforme o paciente evolui, este suporte é gradualmente removido; tal procedimento estimula o paciente a produzir o máximo esforço voluntário [97]. Espera-se, portanto, que o sistema de predição seja capaz de reproduzir tal comportamento.

Inicia-se dando ao paciente mínimo controle sobre o ciclo de marcha, aumentando sua participação conforme seu desempenho evolui. O último estágio é aquele onde a intervenção do sistema robótico é mínima, e após isto o paciente pode caminhar sem nenhum tipo de assistência.

Como a taxa de aquisição da câmera é fixa (30 fps) e a velocidade de cada voluntário varia (por ser auto selecionada), os conjuntos de dados coletados apresentam diferentes comprimentos (quantidade de amostras). Para que os dados pudessem alimentar corretamente a rede neural, fez-se necessário re-amostrar os conjuntos, para que ficassem com o mesmo comprimento. Tal processo foi feito através da interpolação por transformada de Fourier (IFFT)[98]. Neste processo, é determinada a transformada discreta de Fourier a partir dos dados da curva. Uma vez determinado o polinômio, são determinados n pontos, igualmente espaçados. Um exemplo deste processo pode ser verificado na figura 18.

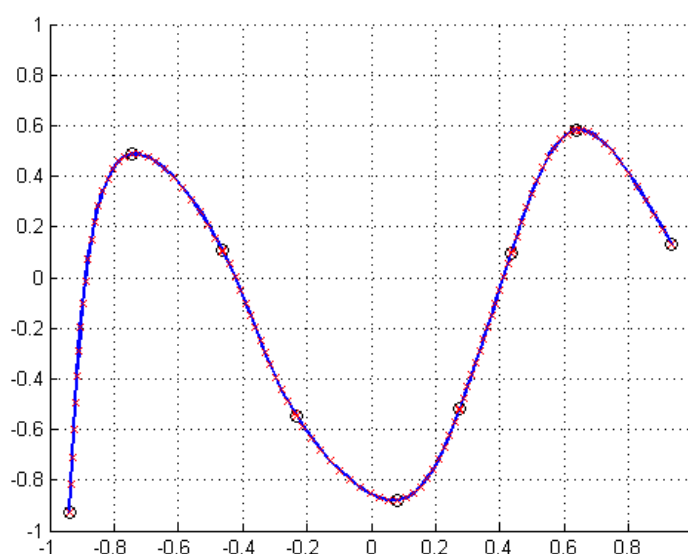


Figura 18 – Re-amostragem por interpolação via FFT. “o” representa os pontos fornecidos. “x” representa os pontos reamostrados. O traço representa a curva descrita pelo polinômio.

Todos os conjuntos foram então re-amostrados para um valor fixo de 60 amostras.

Diversos experimentos foram realizados para avaliação da performance das redes neurais artificiais em cada etapa do processo, iniciando pela predição de uma pequena seção do ciclograma, e progressivamente aumentando o tamanho do traçado predito. Como a performance destes experimentos foram bastante consistentes entre si, apenas as avaliações das condições extremas – estágio inicial (pouco controle voluntário) e estágio final (pouco suporte robótico) – da terapia serão descritas em detalhes.

Em um primeiro experimento (denominado experimento “A”), a rede neural foi alimentada com pequenos segmentos do ciclograma (4 amostras) juntamente com a altura, peso, e idade do voluntário. A saída esperada é a posição futura das articulações (1 amostra). A configuração da RNA era, portanto, 11 entradas e 2 saídas (Tabela 3).

Entrada										Saída		
Ângulo do Quadril				Ângulo do Joelho				Altura	Peso	Idade	Ângulo do Quadril	Ângulo do Joelho
X _{1-n}	X _{2-n}	X _{3-n}	X _{4-n}	Y _{1-n}	Y _{2-n}	Y _{3-n}	Y _{4-n}	H	W	A	X _{5-n}	Y _{5-n}

Tabela 3 – Dados de treinamento utilizados no experimento “A”

Esta configuração pode ser considerada equivalente à uma terapia de controle onde o paciente possui pouco controle sobre a marcha (20% do ciclo) distribuído durante todo o ciclo de marcha em pequenas porções.

Em um experimento posterior (denominado experimento “B”), a RNA foi alimentada com um segmento correspondente a 25% do ciclograma, juntamente com a altura, peso e idade do voluntário, de forma que 75% do ciclograma fosse predito. A configuração resultante para a RNA é composta por 33 entradas e 90 saídas, conforme demonstrado pela Tabela 4:

Entrada										Saída					
Ângulo do Quadril			Ângulo do Joelho			Altura	Peso	Idade		Ângulo do Quadril			Ângulo do Joelho		
X _{1-n}	...	X _{15-n}	Y _{1-n}	...	Y _{15-n}	H	W	A		X _{16-n}	...	X _{60-n}	Y _{16-n}	...	Y _{60-n}

Tabela 4 – dados de treinamento utilizados no experimento “B”

Esta configuração pode ser considerada equivalente a um estágio avançado da terapia de reabilitação de marcha, onde o paciente possui muito controle (75% do ciclo de marcha), com pouco suporte robótico.

Após esta fase, foram aplicados os testes de correlação de Pearson [99] e Matched-Pairs T-Test para validação dos dados preditos.

Todos os experimentos foram avaliados pelo modelo de validação cruzada 10-fold [100]. Neste modelo, o grupo de dados foi dividido em 10 subconjuntos iguais. Um subgrupo é então denominado grupo de validação, e os outros 9 restantes são utilizados como dados de treinamento. O processo de validação cruzada é então repetido 10 vezes, com cada subgrupo sendo utilizado uma única vez como validação. É determinada então a média dos resultados obtidos, utilizada então como valor estimado do resultado final.

Capítulo 4

4. Resultados e Discussão

4.1. Resultados

A análise estatística dos dados cinemáticos gerou valores que puderam validar os dados extraídos no experimento, ao serem comparados com outros experimentos encontrados na literatura. Maiores detalhes podem ser encontrados em Abreu et al [101].

Como cada voluntário caminhou em sua velocidade de conforto, os ciclos de marcha capturados variaram entre 1,04s e 1,58s, sendo que os grupos jovens apresentaram ciclos mais curtos, condizente com a maior velocidade média apresentada. A câmera foi configurada para operar em 30 frames/s, em consequência o número de pontos dos ciclogramas formados variou entre 31 e 47. Para que as informações pudessem ser utilizadas como entradas da rede neural, cada ciclograma foi re-amostrado para um total de 60 pontos, através da utilização de interpolação por transformada rápida de Fourier. Para cada linha de dados, foi definida a FFT da curva, e partir dela 60 pontos igualmente espaçados foram determinados.

Os períodos de treinamento das RNAs foram longos, necessitando de mais de 20 horas em um computador com processador Core I5 e 4GB de RAM. Deve-se notar, porém, que o período de treinamento da rede não tem nenhuma relação com seu tempo de predição, que é o necessário para uma única execução, e fica na faixa de alguns microssegundos.

Após o treinamento, segmentos do ciclograma foram utilizados para prever os estados futuros das articulações do quadril e do joelho. Os resultados são apresentados como ângulos preditos (para o caso do experimento “A”), e segmento de ciclograma predito (para o caso do experimento “B”).

A predição da rede neural para o experimento “A” (um ponto predito a partir de 4 amostras) foi muito precisa, com um coeficiente de correlação médio $\rho = 0.941$. A Figura 19 demonstra a capacidade preditiva deste método para um indivíduo aleatório de cada grupo.

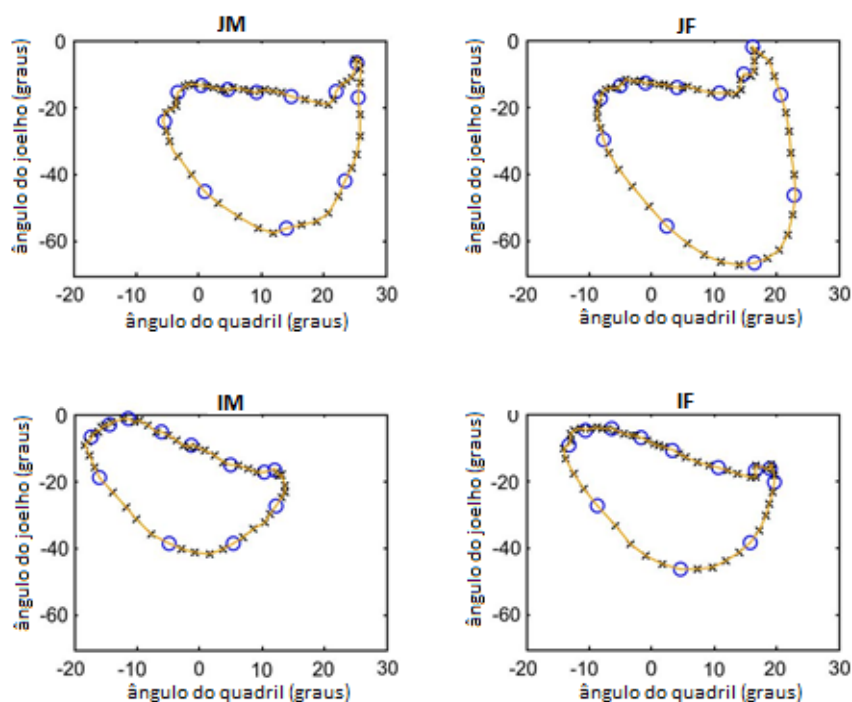


Figura 19 – Ciclograma Quadril-Joelho: “x” define valores conhecidos, “o” define valores previstos

A predição de segmentos do ciclograma do experimento “B” (predição do traçado do ciclograma a partir de um segmento de 25%) foi muito satisfatória, apresentando um coeficiente de correlação médio $\rho = 0.929$. A Figura 20 demonstra a capacidade preditiva do método para um indivíduo aleatório de cada grupo.

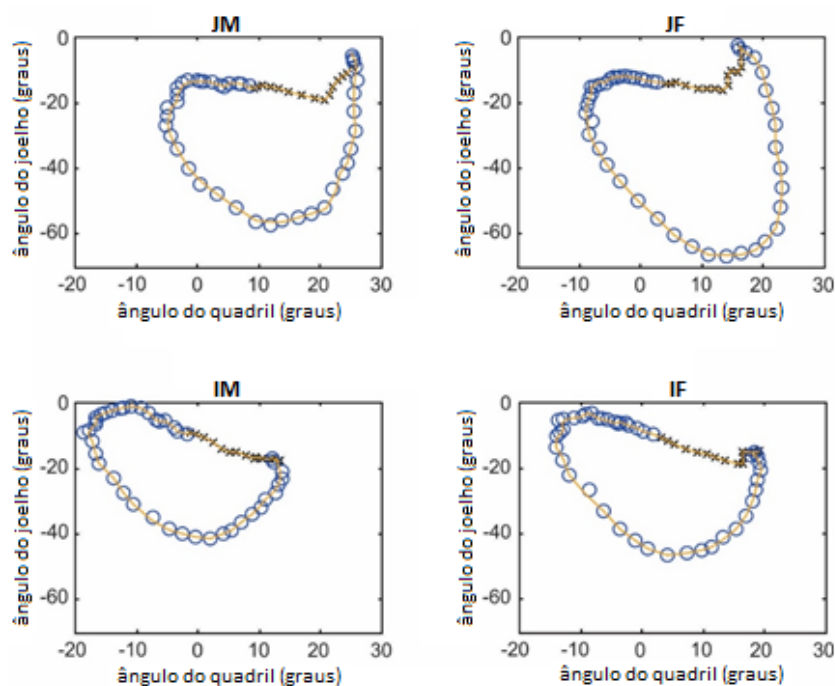


Figura 20 – Ciclograma Quadril-Joelho: “x” define valores conhecidos, “o” define valores previstos

A normalidade da variação entre os resultados preditos e esperados para o ciclograma foram verificados utilizando o teste de Shapiro-Wilk, com um nível de significância de 5%. Em seguida, o Coeficiente de correlação de Pearson (PCC) e o teste *Matched-Pairs T-Test* foram aplicados para verificar se os resultados possuem significância estatística. O PCC é definido como a forma normalizada da covariância dos resultados [102], conforme a equação 1

$$\rho = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \cdot \sqrt{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}} = \frac{\text{cov}(X, Y)}{\sqrt{\text{var}(X) \cdot \text{var}(Y)}}$$

Equação 1 – Coeficiente de correlação de Pearson

O teste *Matched-Pairs* é determinado através do cálculo da distância euclidiana entre os valores reais e os preditos (ver equação 2), e em seguida aplica-se o teste-T.

$$\sqrt{(p_x - q_x)^2 + (p_y - q_y)^2}.$$

Equação 2 – Distância euclidiana entre dois pontos

Para este experimento, a hipótese nula é que a distância média entre os pontos é maior que 2,121 (que corresponde a um erro angular maior que 1,5º). Os valores médios para os resultados obtidos são apresentados na Tabela 5.

		Experimento "A"		Experimento "B"		Média (todos os experimentos)	
		Masc.	Femin.	Masc.	Femin.	Masc.	Femin.
Coef. Corr. Pearson	Jovem	0,961	0,957	0,925	0,921	0,934	0,939
	Idoso	0,922	0,924	0,907	0,919	0,915	0,921
Matched Pairs	Jovem	1,11	1,18	1,44	1,48	1,37	1,39
	Idoso	1,50	1,41	1,71	1,62	1,62	1,55

Tabela 5 – Avaliação Estatística dos experimentos

Os resultados do PCC indicam que os dados preditos possuem forte correlação com os dados reais. O teste *Matched-Pairs* confirma tal resultado, indicando que a diferença entre os conjuntos de dados não é estatisticamente significativa (DF = 59, t(DF) = 2.00).

4.2. Discussão

O propósito deste estudo foi desenvolver um novo método de predição de dados cinemáticos para avaliação da marcha, baseado em ciclogramas e redes neurais artificiais. Também é importante para este estudo que o método seja viável e conveniente, portanto um setup experimental simples e acessível foi utilizado. Os resultados foram considerados satisfatórios, uma vez que os dados preditos apresentaram forte correlação com os valores esperados.

Considerando as limitações do hardware utilizado no estudo, a performance do rastreamento foi comparável à de equipamentos de captura comerciais. A resolução da câmera, que é um elemento-chave para a precisão do rastreamento, é similar a de muitas câmeras de captura 3D. Câmeras comerciais possuem sensores que variam de 0,3 Megapixels (MP) a 1,3 MP [103; 104; 105], e a câmera utilizada no experimento possui 0,9 MP. As principais desvantagens do ajuste de câmera única utilizado são:

- Baixa taxa de frames (30 fps vs 120+ fps de câmeras 3D)
- O rastreamento é feito no espectro de luz visível, o que significa que as condições de iluminação podem afetar a performance do rastreamento
- A aquisição de dados no plano possibilita a existência de oclusões.

Os ciclogramas mantêm a informação espacial original, sendo fácil sua interpretação e otimizando aplicações clínicas [62]. Como a análise estatística dos dados dos ciclogramas demonstrou que estes estão de acordo com a literatura [14; 106; 107; 108; 109; 110; 111; 112; 113; 114], considera-se que são válidos e próprios para serem utilizados como referência para o sistema de predição desenvolvido, bem como para outros estudos.

Neste trabalho, um novo método preditivo para o movimento dos membros inferiores foi desenvolvido, baseado nos ciclogramas. O método foi capaz de obter condições futuras da marcha a partir de informações prévias do estado dos membros inferiores, com um índice de correlação acima de 0,96. Apesar de novos estudos serem necessários para avaliar a influência de cada variável do processo no resultado final individualmente, acredita-se que várias diferenças na

metodologia contribuíram para se atingir a precisão obtida, sendo os elementos principais:

- Utilização de velocidade auto selecionada: Ao caminhar em seu próprio ritmo, a carga cognitiva do voluntário é reduzida [115], tornando a marcha em esteira mais natural, diminuindo a variância entre as passadas e permitindo a aquisição de dados mais homogêneos.
- Framerate (taxa de frames ou quadros por segundo): Devido ao framerate mais baixo da câmera utilizada, os ciclogramas construídos a partir das imagens possuem consequentemente uma resolução menor, reduzindo a quantidade e complexidade dos dados que devem ser aprendidos pela rede neural artificial.

O modelo preditivo proposto, utilizando um paradigma experimental simples, foi capaz de gerar dados que podem ser utilizados em diversos tipos de terapia de locomoção robotizadas, tanto como sinais de controle ou elementos de feedback, auxiliando os processos de reabilitação de pacientes com disfunções motoras. Neste tipo de terapia, o movimento dos membros inferiores é auxiliado por dispositivos robotizados, facilitando o processo de reabilitação de pacientes com perda total ou parcial da capacidade de marcha [116; 117; 118; 119]. Os dados podem ser utilizados como valores esperados em uma terapia do tipo “paciente no controle”, ou como elementos de controle em um sistema de terapia personalizada, uma vez que os dados podem refletir os padrões característicos da marcha de acordo com a idade e peso do indivíduo. Os estados preditos também podem ser comparados com a posição atual dos membros inferiores, provendo informação que pode compor o escore para um sistema de biofeedback. O método proposto também pode ser modificado para uso em outras áreas da inteligência artificial, como aprendizado por reforço [120].

Um estudo similar foi conduzido por Kutilek et al. [81; 82]. O presente estudo, porém, apresenta diversas vantagens: o sistema de aquisição de dados é mais simples e acessível que aquele utilizado pelos autores supracitados; o sistema preditivo é mais simples e necessita de menos informação para realizar a predição, o que reduz a complexidade da rede neural e o tempo de processamento, ambos aspectos desejáveis neste tipo de aplicação. A estratégia de predição está de acordo com os estudos acima mencionados, e apesar de existirem similaridades entre eles, não foi possível realizar

comparação de resultados, uma vez que os autores mencionados não apresentaram nenhum tipo de métrica para seus resultados.

Vries et al. usaram redes neurais [121] para prever forças de reação na articulação glenohumeral. Uma característica importante identificada por este autor é que, para as variáveis analisadas por ele, o poder preditivo da RNA utilizando um setup simples foi similar ao da predição utilizando sistemas mais complexos. Quando este estudo é comparado ao de Kutilek, tais características também podem ser observadas para as variáveis estudadas.

4.3. Conclusão

A análise instrumentada da marcha quantifica o andar e contribui para a avaliação de mudanças antes e após intervenções terapêuticas. Este estudo mostrou que é possível avaliar quantitativamente a marcha usando uma metodologia rápida e simples de análise de dados, possibilitando a caracterização da marcha e o fornecimento de subsídios clínicos para intervenções e tratamentos fisioterapêuticos.

O método proposto, a partir da utilização de ciclogramas em conjunto com sistemas de inteligência computacional possui grande potencial de aplicação na área da medicina. Seu uso facilita o processo de análise, já que diversas características da marcha podem ser facilmente reconhecidas pelo traçado geométrico. O método desenvolvido foi capaz de realizar, com sucesso, a predição das posições futuras dos membros inferiores durante o processo de marcha, permitindo que tais informações possam ser utilizadas em terapias de reabilitação com suporte robótico, tanto como sinais de controle, como de feedback adaptativo. O sistema proposto, em conjunto com outras terapias de locomoção, constitui uma ferramenta interessante que pode ser explorada para aumentar as possibilidades de reabilitação, provendo melhor qualidade de vida para os pacientes.

Em trabalhos futuros, espera-se que pesquisas adicionais explorem a utilização dos ciclogramas, por exemplo comparando grupos ativos e sedentários em relação ao comportamento do ciclograma. Propõe-se também

estabelecer critérios objetivos para diferenciação da marcha fisiológica em diferentes faixas etárias; determinar precauções de segurança durante a deambulação em fase inicial de doenças; identificar padrões de marchas patológicas em diversos quadros clínicos; fornecer dados quantitativos da marcha em condições pré-cirúrgica e compará-los com a situação pós-cirúrgica; auxiliar no estabelecimento de diretrizes para tratamentos fisioterapêuticos; e discutir critérios relacionados à progressão do programa de reabilitação.

Referências Bibliográficas

- [1] ORGANIZATION, W. H. WHOQOL: measuring quality of life. 1997.
- [2] Prince, F. et al. Gait in the Elderly. *Gait & Posture*, v. 5, p. 128-135, 1997. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(97\)01118-1](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(97)01118-1)
- [3] VAN DEN BERG-EMONS, H. et al. Level of Activities Associated With Mobility During Everyday Life in Patients With Chronic Congestive Heart Failure as Measured With an "Activity Monitor". *Physical Therapy*, v. 81, n. 9, p. 1502-1511, 2001. ISSN 0031-9023. <https://doi.org/10.1093/ptj/81.9.1502>
- [4] VERAS, R. Envelhecimento populacional contemporâneo: demandas, desafios e inovações. *Revista de Saúde Pública*, v. 43, p. 548-554, 2009. ISSN 0034-8910. Disponível em: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0034-89102009000300020&nrm=iso.
- [5] TEFERTILLER, C. et al. Efficacy of rehabilitation robotics for walking training in neurological disorders: a review. *J Rehabil Res Dev*, v. 48, n. 4, p. 387-416, 2011. ISSN 0748-7711.
- [6] JANSSEN, I.; HEYMSFIELD, S. B.; ROSS, R. Low Relative Skeletal Muscle Mass (Sarcopenia) in Older Persons Is Associated with Functional Impairment and Physical Disability. *Journal of the American Geriatrics Society*, v. 50, n. 5, p. 889-896, 2002. ISSN 1532-5415. <https://doi.org/10.1046/j.1532-5415.2002.50216.x>
- [7] FABRÍCIO, S. C. C.; RODRIGUES, R. A. P.; DA COSTA JUNIOR, M. L. Causas e conseqüências de quedas de idosos atendidos em hospital público. *Revista de saúde Pública*, v. 38, n. 1, p. 93-99, 2004. ISSN 1518-8787.
- [8] GRIEVE, D. W. The assessment of gait. *Physiotherapy*, v. 55, n. 11, p. 452-60, Nov 1969. ISSN 0031-9406 (Print)
- [9] Whittle, M. W. *Gait analysis: an introduction*. Butterworth-Heinemann, 2014. ISBN 1483183734.
- [10] Inman, V. T.; Ralston, H. J.; Todd, F. *Human walking*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1981. ISBN 068304348X.
- [11] PRINCE, F. et al. Gait in the elderly. *Gait & Posture*, v. 5, n. 2, p. 128-135, 1997. ISSN 0966-6362. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636297011181>.

- [12] Mihailoff, G.; Haines, D. Sistema motor I: influência espinhal, do tronco cerebral e sensorial periférica nos neurônios do corno anterior. In: (Ed.). Neurociência fundamental para aplicações básicas e clínicas. Rio de Janeiro: Elsevier, 2006. cap. 24,
- [13] Paróczai, R. et al. Gait parameters of healthy, elderly people. *Physical Education and Sport*, v. 4, n. 1, p. 49-58, 2006.
- [14] Magee, D. J. Avaliação musculoesquelética. 4. Barueri: Manole, 2005.
- [15] Shumway-Cook, A.; Woollacott, M. H. Motor control: theory and practical applications. Williams & Wilkins Baltimore, 1995. ISBN 0683077570.
- [16] Perry, J. et al. Análise de marcha. Manole, 2005. ISBN 8520413978.
- [17] Rose, J.; Gamble, J. G. Human Walking. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins, 2005. ISBN 978-0781759540.
- [18] Whittle, M. W. Gait analysis: an introduction. 2. Oxford: Butterworth Heinemann, 1996.
- [19] FRANK, J. S.; PATLA, A. E. Balance and mobility challenges in older adults: Implications for preserving community mobility. *American journal of preventive medicine*, v. 25, n. 3, p. 157-163, 2003. ISSN 0749-3797.
- [20] O'Sullivan, S. B.; Schmitz, T. J. Fisioterapia: avaliação e tratamento. 5. Barueri: Manole, 2010. ISBN 9788520426302.
- [21] Viel, E. Marcha humana, a corrida e o salto: biomecânica, investigações, normas e disfunções. Editora Manole Ltda, 2001. ISBN 852041155X.
- [22] Winter, D. A. Biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. 1991. ISBN 0888981058.
- [23] Kharb, A. et al. A review of gait cycle and its parameters. *IJCEM International Journal of Computational Engineering & Management*, v. 13, p. 78-83, 2011.
- [24] Vaughan, C. L.; Davis, B. L.; O'Connor, J. C. Dynamics of human gait. Human Kinetics Publishers USA, 1992. ISBN 0873223683.
- [25] CARLSÖÖ, S. The initiation of walking. *Acta anatomica*, v. 65, n. 1, p. 1, 1966. ISSN 0001-5180.
- [26] BRENIERE, Y.; DO, M. C.; BOUISSET, S. Are dynamic phenomena prior to stepping essential to walking? *Journal of Motor Behavior*, v. 19, n. 1, p. 62-76, 1987. ISSN 0022-2895.
- [27] Rose, J.; Gamble, J. G. Human Walking. Baltimore: 1994.

- [28] KADABA, M. et al. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *Journal of orthopaedic research: official publication of the Orthopaedic Research Society*, v. 7, n. 6, p. 849, 1989. ISSN 0736-0266.
- [29] RILEY, P. O. et al. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait & posture*, v. 26, n. 1, p. 17-24, 2007. ISSN 0966-6362.
- [30] WATT, J. R. et al. A three-dimensional kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy elderly subjects. *Clinical biomechanics*, v. 25, n. 5, p. 444-449, 2010. ISSN 0268-0033.
- [31] VAN INGEN, S. G. J. Some fundamental aspects of the biomechanics of overground versus treadmill locomotion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 12, n. 4, p. 257, 1980. ISSN 0195-9131.
- [32] OWINGS, T. M.; GRABINER, M. D. Variability of step kinematics in young and older adults. *Gait & posture*, v. 20, n. 1, p. 26-29, 2004. ISSN 0966-6362.
- [33] LEE, S. J.; HIDLER, J. Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *Journal of Applied Physiology*, n. 104, p. 747-755, 2008. ISSN 0363-6143.
- [34] WATT, J. R. et al. A three-dimensional kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy elderly subjects. *Journal of Clinical Biomechanics*, n. 25, p. 444-449, 2010.
- [35] HOLLMAN, J. H. et al. A comparison of variability in spatiotemporal gait parameters between treadmill and overground walking conditions. *Gait & posture*, v. 43, p. 204-209, 2016. ISSN 0966-6362.
- [36] GATES, D. H. et al. Comparison of walking overground and in a Computer Assisted Rehabilitation Environment (CAREN) in individuals with and without transtibial amputation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, v. 9, n. 1, p. 81, 2012. ISSN 1743-0003.
- [37] NYMARK, J. R. et al. Electromyographic and kinematic nondisabled gait differences at extremely slow overground and treadmill walking speeds. *Journal of rehabilitation research and development*, v. 42, n. 4, p. 523, 2005. ISSN 0748-7711.
- [38] PAPEGAAIJ, S.; STEENBRINK, F. Clinical gait analysis: Treadmill-based vs overground. 2017.
- [39] ROSSIGNOL, S.; DUBUC, R.; GOSSARD, J.-P. Dynamic sensorimotor interactions in locomotion. *Physiological reviews*, v. 86, n. 1, p. 89-154, 2006. ISSN 0031-9333.

[40] ENG, J. J.; TANG, P. F. Gait training strategies to optimize walking ability in people with stroke: A synthesis of the evidence. *Expert review of neurotherapeutics*, v. 7, n. 10, p. 1417-1436, 2007. ISSN 1473-7175

1744-8360. Disponível em: <
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3196659/> >.

[41] OCHI, F. et al. Temporal-Spatial Feature of Gait after Traumatic Brain Injury. *The Journal of head trauma rehabilitation*, v. 14, n. 2, p. 105-115, 1999. ISSN 0885-9701.

[42] WIRZ, M. et al. Effectiveness of automated locomotor training in patients with chronic incomplete spinal cord injury: A multicenter trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 86, n. 4, p. 672-680, 2005/04/01/ 2005. ISSN 0003-9993. Disponível em: <
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999304013279> >.

[43] LEWEK, M. et al. The effect of insufficient quadriceps strength on gait after anterior cruciate ligament reconstruction. *Clinical Biomechanics*, v. 17, n. 1, p. 56-63, 2002. ISSN 0268-0033.

[44] MESSIER, S. P. et al. Osteoarthritis of the knee: effects on gait, strength, and flexibility. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, v. 73, n. 1, p. 29-36, 1992. ISSN 0003-9993.

[45] BELL, K. J. et al. Natural progression of gait in children with cerebral palsy. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, v. 22, n. 5, p. 677-682, 2002. ISSN 0271-6798.

[46] BOHNEN, N. I. et al. Gait speed in Parkinson disease correlates with cholinergic degeneration. *Neurology*, v. 81, n. 18, p. 1611-1616, 2013. ISSN 0028-3878.

[47] MORRIS, M. E. et al. Changes in gait and fatigue from morning to afternoon in people with multiple sclerosis. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, v. 72, n. 3, p. 361-365, 2002. ISSN 0022-3050.

[48] Veras, R. P. et al. Promovendo a saúde e prevenindo a dependência: identificando indicadores de fragilidade em idosos independentes. *Rev Bras Geriatr Gerontol*, v. 10, n. 3, p. 355-70, 2007.

[49] BELDA-LOIS, J.-M. et al. Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, v. 8, n. 1, p. 66, December 13 2011. ISSN 1743-0003.
<https://doi.org/10.1186/1743-0003-8-66>

[50] REINKENSMEYER, D. J. et al. Tools for understanding and optimizing robotic gait training. *Journal of rehabilitation research and development*, v. 43, n. 5, p. 657, 2006. ISSN 0748-7711.

- [51] COLOMBO, G.; WIRZ, M.; DIETZ, V. Driven gait orthosis for improvement of locomotor training in paraplegic patients. *Spinal cord*, v. 39, n. 5, p. 252-255, 2001. ISSN 1362-4393.
- [52] RUPP, R. et al. Safety and efficacy of at-home robotic locomotion therapy in individuals with chronic incomplete spinal cord injury: a prospective, pre-post intervention, proof-of-concept study. *PloS one*, v. 10, n. 3, p. e0119167, 2015. ISSN 1932-6203.
- [53] REDDY, R. K.; MANDIKAL, S. PERSON IDENTIFICATION AND ANOMALY DETECTION USING GAIT PARAMETERS EXTRACTED FROM TIME SERIES DATA. 2017.
- [54] SOCIETY, N. M. S. Multiple Sclerosis Functional Composite (MSFC) Administration and Scoring Manual 2001.
- [55] Goldman, M. D. et al. Clinically meaningful performance benchmarks in MS: Timed 25-Foot Walk and the real world. *Neurology*, Hagerstown, MD, v. 81, n. 21, p. 1856-1863, 2013.
<https://doi.org/10.1212/01.wnl.0000436065.97642.d2>
- [56] FABER, M. J.; BOSSCHER, R. J.; VAN WIERINGEN, P. C. W. Clinimetric Properties of the Performance-Oriented Mobility Assessment. *Physical Therapy*, v. 86, n. 7, p. 944-954, 2006. ISSN 0031-9023.
<https://doi.org/10.1093/ptj/86.7.944>
- [57] TINETTI, M. E. Performance-Oriented Assessment of Mobility Problems in Elderly Patients. *Journal of the American Geriatrics Society*, v. 34, n. 2, p. 119-126, 1986. ISSN 1532-5415.
<https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1986.tb05480.x>
- [58] PODSIADLO, D.; RICHARDSON, S. The Timed "Up & Go": A Test of Basic Functional Mobility for Frail Elderly Persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, v. 39, n. 2, p. 142-148, 1991. ISSN 1532-5415.
<https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1991.tb01616.x>
- [59] HERMAN, T. et al. The Dynamic Gait Index in healthy older adults: The role of stair climbing, fear of falling and gender. *Gait & Posture*, v. 29, n. 2, p. 237-241, 2009/02/01/ 2009. ISSN 0966-6362. Disponível em: <
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636208002592> >.
- [60] Hamill, J.; Knutzen, K. M. Bases biomecânicas do movimento humano. 3. Manole, 2012.
- [61] HECK, A.; VAN DONGEN, C. Gait analysis by high school students. *Physics Education*, v. 43, p. 284, 2008.
- [62] GOSWAMI, A. A new gait parameterization technique by means of cyclogram moments: Application to human slope walking. *Gait & posture*, v. 8, n. 1, p. 15-36, 1998. ISSN 0966-6362.

- [63] GRIEVE, D. W. Gait patterns and the speed of walking. *Biomedical Engineering*, v. 3, n. 3, p. 119-122, 1968.
- [64] KUTILEK, P. et al. Quantification of gait asymmetry in patients with ankle foot orthoses based on hip-hip cyclograms. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, v. 34, n. 1, p. 46-52, 2014. ISSN 0208-5216.
- [65] AWAI, L.; CURT, A. Intralimb coordination as a sensitive indicator of motor-control impairment after spinal cord injury. *Frontiers in human neuroscience*, v. 8, 2014.
- [66] CHARTERIS, J. Human gait cyclograms: Conventions, speed relationships and clinical applications. *International Journal of Rehabilitation Research*, v. 5, n. 4, p. 507, 1982. ISSN 0342-5282. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7160947> >.
- [67] BARTON, J.; LEES, A. An application of neural networks for distinguishing gait patterns on the basis of hip-knee joint angle diagrams. *Gait & posture*, v. 5, n. 1, p. 28-33, 1997. ISSN 0966-6362.
- [68] KURZWEIL, R. *The Age of Intelligent Machines*. Cambridge, Massachusetts: MIT Press, 1990.
- [69] NILSSON, N. J. *Principles of Artificial Intelligence*. Morgan Kauffman, 1986.
- [70] PINKER, S. *Como a mente funciona*. Editora Schwarcz Ltda, 1999.
- [71] RICH, E. *Artificial Intelligence*. McGraw-Hill, 1983.
- [72] CAMPOS, M. M.; SAITO, K. *Sistemas Inteligentes em Controle e Automação de Processos*. Ciencia Moderna, 2004. ISBN 8573933089.
- [73] GOMES, G. S. D. S.; LUDERMIR, T. B.; LIMA, L. M. Comparison of new activation functions in neural network for forecasting financial time series. *Neural Computing and Applications*, v. 20, n. 3, p. 417-439, 2011. ISSN 0941-0643.
- [74] ORTIZ-RODRÍGUEZ, J. M. et al. Robust Design of Artificial Neural Networks Methodology in Neutron Spectrometry. In: (Ed.). *Artificial Neural Networks-Architectures and Applications: InTech*, 2013.
- [75] PRIYA, S. S.; IQBAL, M. H. Solar Radiation Prediction using Artificial Neural Network. *International Journal of Computer Applications*, v. 116, n. 16, 2015. ISSN 0975-8887.
- [76] RUSSELL, S. J.; NORVIG, P. *Artificial Intelligence: A Modern Approach*. Pearson Education, 2003. 1132 ISBN 0137903952.
- [77] MACHADO, A. B. *Neuroanatomia funcional*. Atheneu, 2005. ISBN 8573790695.

- [78] BRASIL NETO, J. P.; TAKAYANAGUI, O. M. Tratado de neurologia da Academia Brasileira de Neurologia: Rio de Janeiro: Elsevier 2013.
- [79] ROSENBLATT, F. Principles of neurodynamics: perceptrons and the theory of brain mechanisms. Spartan Books, 1962. Disponível em: < <http://books.google.ca/books?id=7FhRAAAAMAAJ> >.
- [80] RUMELHART, D. E.; HINTON, G. E.; WILLIAMS, R. J. Learning representations by back-propagating errors. Cognitive modeling, v. 1, p. 213, 2002.
- [81] KUTILEK, P.; FARKASOVA, B. Prediction of lower extremities' movement by angle-angle diagrams and neural networks. Acta of Bioengineering and Biomechanics, v. 13, n. 2, p. 57-65, 2011. ISSN 1509-409X.
- [82] KUTILEK, P.; VITECKOVA, S. Prediction of lower extremity movement by cyclograms. Acta Polytechnica, v. 52, n. 1, p. 51, 2012.
- [83] KUTILEK, P. et al. Myoelectric arm using artificial neural networks to reduce cognitive load of the user. Neural Computing and Applications, v. 28, n. 2, p. 419-427, February 01 2017. ISSN 1433-3058. Disponível em: < <https://doi.org/10.1007/s00521-015-2074-x> >.
- [84] SEMWAL, V. B.; RAJ, M.; NANDI, G. C. Biometric gait identification based on a multilayer perceptron. Robotics and Autonomous Systems, v. 65, p. 65-75, 2015. ISSN 0921-8890. Disponível em: < <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0921889014002632> >.
- [85] PADULA, W. V. et al. Risk of fall (RoF) intervention by affecting visual egocenter through gait analysis and yoked prisms. NeuroRehabilitation, v. 37, n. 2, p. 305-314, 2015. ISSN 1053-8135.
- [86] KALRON, A.; ACHIRON, A. The relationship between fear of falling to spatiotemporal gait parameters measured by an instrumented treadmill in people with multiple sclerosis. Gait & Posture, v. 39, n. 2, p. 739-744, 2014/02/01/ 2014. ISSN 0966-6362. Disponível em: < <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636213006462> >.
- [87] JASNI, F. et al. Analysis of Interrelationships among Voluntary and Prosthetic Leg Joint Parameters Using Cyclograms. Frontiers in Neuroscience, v. 11, p. 230, 04/25 12/10/received 04/05/accepted 2017. ISSN 1662-4548/1662-453X. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5403952/> >.
- [88] DAUNORAVIČENĖ, K. et al. ALTERNATIVE METHOD OF UPPER EXTREMITY FUNCTION ASSESSMENT OF STROKE PATIENTS BY ANGULAR KINEMATIC PARAMETERS. Journal of Mechanics in Medicine and

Biology, v. 17, n. 05, p. 1750080, 2017. Disponível em: < <http://www.worldscientific.com/doi/abs/10.1142/S0219519417500804> >.

[89] MIYAMOTO, S. et al. Brazilian version of the Berg balance scale. Brazilian journal of medical and biological research, v. 37, n. 9, p. 1411-1421, 2004. ISSN 0100-879X.

[90] WHITNEY, S.; WRISLEY, D.; FURMAN, J. Concurrent validity of the Berg Balance Scale and the Dynamic Gait Index in people with vestibular dysfunction. Physiotherapy Research International, v. 8, n. 4, p. 178-186, 2003. ISSN 1471-2865.

[91] KENDALL, F. P. et al. Músculos, provas e funções; com Postura e dor. Editora Manole, 2007. ISBN 8520402887.

[92] BATEIRA, J. C. M. Caracterização e Visualização de Movimento para Aplicações em Biomecânica. Universidade do Porto, Porto, Portugal, 2004.

[93] ELLERMEIJER, T.; HECK, A. Walk like a Physicist; An Example of Authentic Education. Proceedings of the GIREP 2002 Conference. Available on-line at www.girep.fysik.lu.se, 2003. p.

[94] ZHANG, Q.-J.; GUPTA, K. C.; DEVABHAKTUNI, V. K. Artificial neural networks for RF and microwave design-from theory to practice. IEEE transactions on microwave theory and techniques, v. 51, n. 4, p. 1339-1350, 2003. ISSN 0018-9480.

[95] YU, H.; WILAMOWSKI, B. Levenberg-Marquardt Training. In: (Ed.). Intelligent Systems: CRC Press, 2011. p.1-16. (Electrical Engineering Handbook). ISBN 978-1-4398-0283-0.

[96] KROESE, D. P. et al. Why the Monte Carlo method is so important today. Wiley Interdisciplinary Reviews: Computational Statistics, v. 6, n. 6, p. 386-392, 2014. ISSN 1939-0068. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1002/wics.1314> >.

[97] DUSCHAU-WICKE, A. et al. Path control: a method for patient-cooperative robot-aided gait rehabilitation. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, v. 18, n. 1, p. 38-48, 2010. ISSN 1534-4320.

[98] SINGHAL, K.; VLACH, J. Interpolation using the fast Fourier transform. Proceedings of the IEEE, v. 60, n. 12, p. 1558, 1972.

[99] HAUKE, J.; KOSSOWSKI, T. Comparison of values of Pearson's and Spearman's correlation coefficients on the same sets of data. Quaestiones geographicae, v. 30, n. 2, p. 87-93, 2011. ISSN 0137-477X.

[100] ARLOT, S.; CELISSE, A. A survey of cross-validation procedures for model selection. Statistics surveys, v. 4, p. 40-79, 2010. ISSN 1935-7516.

- [101] ABREU, R. S. et al. Is it possible to identify the gender and age group of adults from gait analysis with hip-knee cyclograms? *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, v. 30, n. 3, p. 274-280, 2014. ISSN 1517-3151.
- [102] WANG, J. Pearson Correlation Coefficient. In: DUBITZKY, W.; WOLKENHAUER, O., et al (Ed.). *Encyclopedia of Systems Biology*. New York, NY: Springer New York, 2013. p.1671-1671. ISBN 978-1-4419-9863-7.
- [103] BIOENGINEERING, B. Smart DX Motion Capture Systems. 2017. Disponível em: < <http://www.btsbioengineering.com/products/smart-dx/> >.
- [104] OPTITRACK. Optitrack Motion Capture Systems. 2017. Disponível em: < <http://optitrack.com/> >.
- [105] TRACKING, A. R. ARTTRACK_5 Tracking System. 2017. Disponível em: < <https://ar-tracking.com/products/tracking-systems/arttrack5/> >. Acesso em: 2017-10-01.
- [106] BOHANNON, R. W. Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20—79 years: reference values and determinants. *Age and Ageing*, v. 26, n. 1, p. 15, 1997. ISSN 0002-0729.
- [107] CASTRO, C. L. N. D. et al. Estudo da marcha em idosos: resultados preliminares; Elderly gait. *Acta fisiátrica*, v. 7, n. 3, p. 103-7, 2000. ISSN 0104-7795.
- [108] ELBLE, R. J. et al. Stride-dependent changes in gait of older people. *Journal of Neurology*, v. 238, n. 1, p. 1-5, 1991.
- [109] KERRIGAN, D. C. et al. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, v. 79, n. 3, p. 317-322, 1998. ISSN 0003-9993.
- [110] LANGE, G. W. et al. Electromyographic and kinematic analysis of graded treadmill walking and the implications for knee rehabilitation. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, v. 23, n. 5, p. 294, 1996. ISSN 0190-6011.
- [111] LAY, A. N.; HASS, C. J.; GREGOR, R. J. The effects of sloped surfaces on locomotion: a kinematic and kinetic analysis. *Journal of Biomechanics*, v. 39, n. 9, p. 1621-1628, 2005. ISSN 0021-9290.
- [112] ÖBERG, T.; KARSZNIA, A.; ÖBERG, K. Basic gait parameters : Reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, v. 30, n. 2, p. 210-223, 1993.
- [113] OSTROSKY, K. M. et al. A comparison of gait characteristics in young and old subjects. *Physical Therapy*, v. 74, n. 7, p. 637-644, 1994. ISSN 0031-9023.

- [114] RODGERS, M. Dynamic foot biomechanics. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, v. 21, p. 306-306, 1995. ISSN 0190-6011.
- [115] VERREL, J. et al. Interacting effects of cognitive load and adult age on the regularity of whole-body motion during treadmill walking. *Psychology and aging*, v. 24, n. 1, p. 75, 2009. ISSN 1939-1498.
- [116] FISHER, S.; LUCAS, L.; ADAM THRASHER, T. Robot-Assisted Gait Training for Patients with Hemiparesis Due to Stroke. *Topics in Stroke Rehabilitation*, v. 18, n. 3, p. 269-276, 2011/05/01 2011. ISSN 1074-9357. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1310/tsr1803-269> >.
- [117] JEZERNIK, S. et al. Robotic Orthosis Lokomat: A Rehabilitation and Research Tool. *Neuromodulation: Technology at the Neural Interface*, v. 6, n. 2, p. 108-115, 2003. ISSN 1525-1403. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1046/j.1525-1403.2003.03017.x> >.
- [118] S, R. et al. Towards more efficient robotic gait training: A novel controller to modulate movement errors. 2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob). 26-29 June 2016, 2016. 876-881 p.
- [119] SAGGINI, R. et al. EFFECT OF ROBOTIC GAIT TRAINING VERSUS SENSORY-MOTOR SYSTEMS IN REHABILITATION OF GAIT AND BALANCE IMPAIRMENT AND FATIGUE IN MULTIPLE SCLEROSIS. *BIOPHILIA*, v. 2016, n. 2, p. 26-26, 2016.
- [120] SUTTON, R. S.; BARTO, A. G. Introduction to Reinforcement Learning. MIT Press, 1998. 342 ISBN 0262193981.
- [121] DE VRIES, W. H. K. et al. Can shoulder joint reaction forces be estimated by neural networks? **Journal of Biomechanics**, v. 49, n. 1, p. 73-79, 1/4/2016. ISSN 0021-9290. Disponível em: < <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S002192901500651X> >.

Anexos

I. Publicações

A partir dos estudos cujos resultados culminaram neste trabalho, foram realizadas as seguintes publicações:

CAPARELLI, THIAGO BRUNO; NAVES, E. L. M.; Reconstruction of gait biomechanical parameters using cyclograms and artificial neural networks. RESEARCH ON BIOMEDICAL ENGINEERING, p. Ahead of Print, 2017. <http://dx.doi.org/10.1590/2446-4740.01017>

ABREU, R. S.; CAPARELLI, T. B.; NAVES, E. L. M.; MARIANO, D. T. G.; DIONISIO, V. C. Is it possible to identify the gender and age group of adults from gait analysis with hip-knee cyclograms? Revista Brasileira de Engenharia Biomédica (Impresso), v. 30, p. 274-280, 2014. <http://dx.doi.org/10.1590/1517-3151.0229>

CAPARELLI, T. B.; NAVES, E. L. M. Predição do movimento de membros inferiores por ciclogramas e diagramas de fase, associados a redes neurais artificiais. In: XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2014, Uberlândia. Anais do XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. Bauru-SP: Canal6 Editora, 2014. v. 1. p. 1370-1373.

CAPARELLI, T. B.; ABREU, R. S.; NAVES, E. L. M. Estudo preliminar dos padrões cinemáticos da marcha de jovens e idosos em esteira ergométrica através de ciclograma. In: IV Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica, 2013, Vitória-ES. Anais do IV ENEBI. Vitória: Universidade Federal do Espírito Santo, 2013. p. 174-175.

ABREU, R. S.; CAPARELLI, T. B.; DIONISIO, V. C.; NAVES, E. L. M. Estudo da atividade muscular de idosos durante a marcha em esteira ergométrica. In: IX Conferência de Estudos em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia, 2011, Uberlândia. Anais da IX CEEL (ISSN 2178-8308), 2011. v. CD ROM.

CAPARELLI, T. B.; NAVES, E. L. M. Proposta de avaliação da marcha de indivíduos portadores de diabetes mellitus submetidos a diferentes tipos de exercícios físicos. In: IX Conferência de Estudos em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia, 2011, Uberlândia. Anais da IX CEEL (ISSN 2178-8308), 2011. v. CD ROM.

ABREU, R. S.; RODRIGUES, J. O.; CAPARELLI, T. B.; BORGES, T. V.; DELOROSO, F. T.; NAVES, E. L. M. Análise da postura e da marcha de mulheres portadoras de escoliose: Um estudo piloto. In: IX Conferência de Estudos em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia, 2011, Uberlândia. Anais da IX CEEL (ISSN 2178-8308), 2011. v. CD ROM.

RODRIGUES, J. O.; ABREU, R. S.; CAPARELLI, T. B.; BORGES, T. V.; DELOROSO, F. T.; NAVES, E. L. M. Análise da marcha de mulheres portadoras de escoliose: Um estudo piloto. In: III Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica, 2011, Foz do Iguaçu - PR. Livro de Resumos do III ENEBI, 2011. v. 1. p. 32-33.

II. Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

ESTUDO DA RELAÇÃO ENTRE PARÂMETROS CINEMÁTICOS, CINÉTICOS E DE ATIVIDADES MUSCULARES ENVOLVIDOS NA MARCHA HUMANA DURANTE O PROCESSO DE ENVELHECIMENTO NATURAL

Responsáveis:

Thiago Bruno Caparelli (Doutorando em Ciências – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia)

Ródney Silva Abreu (Mestrando em Ciências – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia)

Prof. Dr. **Eduardo Lázaro Martins Naves** (Orientador).

Você está sendo convidado(a) para participar da pesquisa intitulada **“Estudo da relação entre parâmetros cinemáticos, cinéticos e de atividades musculares envolvidos na marcha humana durante o processo de envelhecimento natural”**. Os avanços tecnológicos e na área da saúde ocorrem através de estudos como este e por isso sua participação é importante. Nesta pesquisa nós estamos buscando entender como o caminhar de jovens e idosos modifica com o envelhecimento; e quais as mudanças que ocorrem na marcha em solo e na esteira em voluntários de diferentes faixas etárias.

O Termo de Consentimento Livre e Esclarecido será obtido antes do início da pesquisa, no momento de acesso a amostra e somente em seguida começará a coleta de dados.

Na sua participação você irá caminhar normalmente e enquanto isso, você estará sendo filmado, e serão também colocados alguns adesivos nos membros inferiores, que irão registrar alguns dados.

Você poderá deixar de participar da pesquisa ou retirar seu consentimento a qualquer momento, sem precisar assumir qualquer tipo de ônus, indenização ou ressarcimento e sem sofrer nenhum tipo de coação. Por sua participação na pesquisa, você não receberá qualquer dinheiro, mas terá a garantia que todas as despesas necessárias para a realização da pesquisa não serão de sua responsabilidade. O seu nome não

aparecerá em nenhum momento do estudo, pois você será identificado por um número.

Não há riscos em sua participação. Os benefícios da participação na pesquisa estão na aquisição, por parte do indivíduo, de novos conhecimentos e orientações deles decorrentes acerca da qualidade da sua marcha.

O conjunto de dados poderá ser divulgado em congressos, eventos científicos, revistas ou outros meios de divulgação, mas seu nome será sempre mantido em sigilo. Você poderá ter acesso aos resultados e conclusões do estudo, bastando para isso entrar em contato com os pesquisadores e agendar um horário para que possa receber informações globais constantes do relatório final de pesquisa. Durante o estudo, você poderá ter todas as informações que desejar. Para isso, os pesquisadores estarão a sua disposição para orientar ou sanar possíveis dúvidas ao longo de sua participação na pesquisa.

Uma cópia deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido ficará com você.

Qualquer dúvida a respeito da pesquisa, você poderá entrar em contato com Eduardo Lázaro Martins Naves (eduardonaves@yahoo.com.br); Ródney Silva Abreu (rodneyabreu@gmail.com); e Thiago Bruno Caparelli (caparelli@iftm.edu.br). Poderá também entrar em contato com o BioLab (Universidade Federal de Uberlândia): (34) 3239-4771 ou com o Comitê de Ética na Pesquisa com Seres-Humanos – Universidade Federal de Uberlândia: Av. João Naves de Ávila, nº 2121, bloco A, – Uberlândia –MG, CEP: 38408-100; fone: 34- 3239-4131. E-mail: cep@propp.ufu.br

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu _____,
RG: _____, residente na _____,
na cidade de _____, com telefone _____, li
o esclarecimento acima e compreendi para que serve o estudo e qual
procedimento a que serei submetido. A explicação que recebi esclarece os
riscos e benefícios do estudo. Eu entendi que sou livre para interromper
minha participação a qualquer momento, sem justificar minha decisão e que
isso não trará prejuízo algum. Sei que meu nome não será divulgado, que
não terei despesas e não receberei dinheiro para participar do estudo.

Concordo livremente em participar do estudo descrito, com as condições
estabelecidas. Uma cópia deste consentimento ficará comigo e, a segunda
cópia, assinada por mim, será arquivada pelos pesquisadores.

Os dados obtidos com esse trabalho ficarão em sigilo e serão usados
somente para fins científicos, mas resguardando minha privacidade. Além
disso, fui informado que posso desistir caso não queira mais participar do
estudo.

Eu li e entendi as informações contidas neste documento e fui informado que
terei qualquer dúvida esclarecida.

Uberlândia, _____ de _____ de 2012

Assinatura do voluntário

Eduardo Lázaro Martins Naves

Thiago Bruno Caparelli

Ródney Silva Abreu

III. Anamnese

DATA: / / NOME: _____
 NASCIMENTO: / / PROFISSÃO: _____
 SEXO M () F () DOMINÂNCIA: () DESTRO () SINISTRO
 IDADE: ANOS PESO: Kg ALTURA: m IMC: Kg/m²
 TELEFONE: _____
 MORO COM _____ PESSOAS

CALÇADO MAIS UTILIZADO: _____

MEDICAMENTOS

NOME	AÇÃO	POSOLOGIA	USA DESDE

HÁBITOS

HÁBITO	SIM	NÃO	TIPO	QUANTO
TABAGISMO				
BEBIDA ALCÓOLICA				

HISTÓRIA PREGRESSA

CIRURGIA	QUANDO

PRÁTICA DE ATIVIDADES FÍSICAS

ATIVIDADE	FREQUÊNCIA	QUANTO TEMPO

EXAME FÍSICO

PA: _____ x _____ mmHg

ESCALA DE EQUILÍBRIO DE BERG:

PROBLEMAS DE PÉ E JOELHO

PÉ SUPINADO	HÁLUX VALGO	JOELHO VALGO
PÉ PRONADO	DESVIO MEDIAL DO PÉ	JOELHO VARO
DEDOS EM MARTELO	DESVIO LATERAL DO PÉ	

TESTE DE FUNÇÃO MUSCULAR

MÚSCULO	D	E
GASTROCNÊMIO		
QUADRÍCEPS		
ROTADORES EXTERNOS		
ROTADORES INTERNOS		
TIBIAL ANTERIOR		
FIBULAR LONGO E CURTO		
FLEXOR DO HÁLUX (CURTO E LONGO)		
EXTENSOR DO HÁLUX (CURTO E LONGO)		
SEMITENDINOSO E SEMIMENBRANOSO		
BICEPS FEMORAL		

MEDIDA DE COMPRIMENTO DE MEMBRO INFERIOR (MI)

	MI DIREITO	MI ESQUERDO
APARENTE (cm)		
REAL (cm)		

PATELA () NORMAL () HIPERMÓVEL () HIPOMÓVEL

EXAME FÍSICO (após coleta dos dados) PA: x mmHg

IV. Escala de Equilíbrio de Berg

DESCRIÇÃO DOS ITENS Pontuação (0-4)

1. Sentado para em pé
2. Em pé sem apoio
3. Sentado sem apoio
4. Em pé para sentado
5. Transferências
6. Em pé com os olhos fechados
7. Em pé com os pés juntos
8. Reclinar à frente com os braços estendidos
9. Apanhar objeto do chão
10. Virando-se para olhar para trás
11. Girando 360 graus
12. Colocar os pés alternadamente sobre um banco
13. Em pé com um pé em frente ao outro
14. Em pé apoiado em um dos pés TOTAL

INSTRUÇÕES GERAIS

- Demonstre cada tarefa e/ou instrua o sujeito da maneira em que está escrito abaixo. Quando reportar a pontuação, registre a categoria da resposta de menor pontuação relacionada a cada item.
- Na maioria dos itens pede-se ao sujeito manter uma dada posição por um tempo determinado. Progressivamente mais pontos são subtraídos caso o tempo ou a distância não sejam atingidos, caso o sujeito necessite de supervisão para a execução da tarefa, ou se o sujeito apoia-se num suporte externo ou recebe ajuda do examinador. 91
- É importante que se torne claro aos sujeitos que estes devem manter seus equilíbrios enquanto tentam executar a tarefa. A escolha de qual perna permanecerá como apoio e o alcance dos movimentos fica a cargo dos sujeitos. Julgamentos inadequados irão influenciar negativamente na performance e na pontuação.

- Os equipamentos necessários são um cronômetro (ou relógio comum com ponteiro dos segundos) e uma régua ou outro medidor de distância com fundos de escala de 5, 12,5 e 25cm. As cadeiras utilizadas durante os testes devem ser de altura razoável. Um degrau ou um banco (da altura de um degrau) pode ser utilizado para o item #12.

1. SENTADO PARA EM PÉ

- INSTRUÇÕES: Por favor, fique de pé. Tente não usar suas mãos como suporte.
- () 4 capaz de permanecer em pé sem o auxílio das mãos e estabilizar de maneira independente
- () 3 capaz de permanecer em pé independentemente usando as mãos
- () 2 capaz de permanecer em pé usando as mão após várias tentativas
- () 1 necessidade de ajuda mínima para ficar em pé ou estabilizar
- () 0 necessidade de moderada ou máxima assistência para permanecer em pé

2. EM PÉ SEM APOIO

- INSTRUÇÕES: Por favor, fique de pé por dois minutos sem se segurar em nada.
- () 4 capaz de permanecer em pé com segurança por 2 minutos
- () 3 capaz de permanecer em pé durante 2 minutos com supervisão
- () 2 capaz de permanecer em pé durante 30 segundos sem suporte
- () 1 necessidade de várias tentativas para permanecer 30 segundos sem suporte
- () 0 incapaz de permanecer em pé por 30 segundos sem assistência

3. SENTADO SEM SUPORTE PARA AS COSTAS MAS COM OS PÉS APOIADOS SOBRE O CHÃO OU SOBRE UM BANCO

- INSTRUÇÕES: Por favor, sente-se com os braços cruzados durante 2 minutos.
- () 4 capaz de sentar com segurança por 2 minutos
- () 3 capaz de sentar com por 2 minutos sob supervisão
- () 2 capaz de sentar durante 30 segundos
- () 1 capaz de sentar durante 10 segundos
- () 0 incapaz de sentar sem suporte durante 10 segundos

4. EM PÉ PARA SENTADO

- INSTRUÇÕES: Por favor, sente-se.
- () 4 senta com segurança com o mínimo uso das mãos
- () 3 controla descida utilizando as mãos
- () 2 apoia a parte posterior das pernas na cadeira para controlar a descida
- () 1 senta independentemente mas apresenta descida descontrolada
- () 0 necessita de ajuda para sentar

5. TRANSFERÊNCIAS

- INSTRUÇÕES: Pedir ao sujeito para passar de uma cadeira com descanso de braços para outra sem descanso de braços (ou uma cama)
- () 4 capaz de passar com segurança com o mínimo uso das mãos
- () 3 capaz de passar com segurança com uso das mãos evidente
- () 2 capaz de passar com pistas verbais e/ou supervisão
- () 1 necessidade de assistência de uma pessoa
- () 0 necessidade de assistência de duas pessoas ou supervisão para segurança

6. EM PÉ SEM SUPORTE COM OLHOS FECHADOS

- INSTRUÇÕES: Por favor, feche os olhos e permaneça parado por 10 segundos
- () 4 capaz de permanecer em pé com segurança por 10 segundos
- () 3 capaz de permanecer em pé com segurança por 10 segundos com supervisão
- () 2 capaz de permanecer em pé durante 3 segundos
- () 1 incapaz de manter os olhos fechados por 3 segundos mas permanecer em pé
- () 0 necessidade de ajuda para evitar queda

7. EM PÉ SEM SUPORTE COM OS PÉS JUNTOS

- INSTRUÇÕES: Por favor, mantenha os pés juntos e permaneça em pé sem se apoiar
- () 4 capaz de permanecer em pé com os pés juntos independentemente com segurança por 1 minuto

- () 3 capaz de permanecer em pé com os pés juntos independentemente com segurança por 1 minuto, com supervisão
- () 2 capaz de permanecer em pé com os pés juntos independentemente e se manter por 30 segundos
- () 1 necessidade de ajuda para manter a posição mas capaz de ficar em pé por 15 segundos com os pés juntos
- () 0 necessidade de ajuda para manter a posição mas incapaz de se manter por 15 segundos

8. ALCANCE A FRENTE COM OS BRAÇOS
EXTENDIDOS PERMANECENDO EM PÉ

- INSTRUÇÕES: Mantenha os braços estendidos a 90 graus. Estenda os dedos e tente alcançar a maior distância possível. (o examinador coloca uma régua no final dos dedos quando os braços estão a 90 graus. Os dedos não devem tocar a régua enquanto executam a tarefa. A medida registrada é a distância que os dedos conseguem alcançar enquanto o sujeito está na máxima inclinação para frente possível. Se possível, pedir ao sujeito que execute a tarefa com os dois braços para evitar rotação do tronco.)
- () 4 capaz de alcançar com confiabilidade acima de 25cm (10 polegadas)
- () 3 capaz de alcançar acima de 12,5cm (5 polegadas)
- () 2 capaz de alcançar acima de 5cm (2 polegadas)
- () 1 capaz de alcançar mas com necessidade de supervisão
- () 0 perda de equilíbrio durante as tentativas / necessidade de suporte externo

9. APANHAR UM OBJETO DO CHÃO A PARTIR DA POSIÇÃO EM PÉ

- INSTRUÇÕES: Pegar um sapato/chinelo localizado a frente de seus pés
- () 4 capaz de apanhar o chinelo facilmente e com segurança
- () 3 capaz de apanhar o chinelo mas necessita supervisão
- () 2 incapaz de apanhar o chinelo mas alcança 2-5cm (1-2 polegadas) do chinelo e manter o equilíbrio de maneira independente
- () 1 incapaz de apanhar e necessita supervisão enquanto tenta
- () 0 incapaz de tentar / necessita assistência para evitar perda de equilíbrio ou queda

10. EM PÉ, VIRAR E OLHAR PARA TRÁS SOBRE OS OMBROS DIREITO E ESQUERDO

• INSTRUÇÕES: Virar e olhar para trás sobre o ombro esquerdo. Repetir para o direito. O examinador pode pegar um objeto para olhar e colocá-lo atrás do sujeito para encorajá-lo a realizar o giro.

- () 4 olha para trás por ambos os lados com mudança de peso adequada
- () 3 olha para trás por ambos por apenas um dos lados, o outro lado mostra menor mudança de peso
- () 2 apenas vira para os dois lados mas mantém o equilíbrio
- () 1 necessita de supervisão ao virar
- () 0 necessita assistência para evitar perda de equilíbrio ou queda

11. VIRAR EM 360 GRAUS

• INSTRUÇÕES: Virar completamente fazendo um círculo completo. Pausa.

Fazer o mesmo na outra direção

- () 4 capaz de virar 360 graus com segurança em 4 segundos ou menos
- () 3 capaz de virar 360 graus com segurança para apenas um lado em 4 segundos ou menos
- () 2 capaz de virar 360 graus com segurança mas lentamente () 1 necessita de supervisão ou orientação verbal
- () 0 necessita de assistência enquanto vira

12. COLOCAR PÉS ALTERNADOS SOBRE DEGRAU OU BANCO PERMANECENDO EM PÉ E SEM APOIO

INSTRUÇÕES: Colocar cada pé alternadamente sobre o degrau/banco. Continuar até cada pé ter tocado o degrau/banco quatro vezes.

- () 4 capaz de ficar em pé independentemente e com segurança e completar 8 passos em 20 segundos
- () 3 capaz de ficar em pé independentemente e completar 8 passos em mais de 20 segundos
- () 2 capaz de completar 4 passos sem ajuda mas com supervisão
- () 1 capaz de completar mais de 2 passos necessitando de mínima assistência

() 0 necessita de assistência para prevenir queda / incapaz de tentar

13. PERMANECER EM PÉ SEM APOIO COM OUTRO PÉ A FRENTE

• INSTRUÇÕES: (DEMOSTRAR PARA O SUJEITO) Colocar um pé diretamente em frente do outro. Se você perceber que não pode colocar o pé diretamente na frente, tente dar um passo largo o suficiente para que o calcanhar de seu pé permaneça a frente do dedo de seu outro pé. (Para obter 3 pontos, o comprimento do passo poderá exceder o comprimento do outro pé e a largura da base de apoio pode se aproximar da posição normal de passo do sujeito).

() 4 capaz de posicionar o pé independentemente e manter por 30 segundos

() 3 capaz de posicionar o pé para frente do outro independentemente e manter por 30 segundos

() 2 capaz de dar um pequeno passo independentemente e manter por 30 segundos

() 1 necessidade de ajuda para dar o passo mas pode manter por 15 segundos

() 0 perda de equilíbrio enquanto dá o passo ou enquanto fica de pé

14. PERMANECER EM PÉ APOIADO EM UMA PERNA

• INSTRUÇÕES: Permaneça apoiado em uma perna o quanto você puder sem se apoiar

() 4 capaz de levantar a perna independentemente e manter por mais de 10 segundos

() 3 capaz de levantar a perna independentemente e manter entre 5 e 10 segundos

() 2 capaz de levantar a perna independentemente e manter por 3 segundos ou mais

() 1 tenta levantar a perna e é incapaz de manter 3 segundos, mas permanece em pé independentemente

() 0 incapaz de tentar ou precisa de assistência para evitar queda

() PONTUAÇÃO TOTAL (máximo = 56)

V. POMA (Performance Oriented Mobility Assessment)

- Balance Tests -

Initial instructions: Subject is seated in hard, armless chair. The following maneuvers are tested.

1.	<u>Sitting Balance</u>	Leans or slides in chair	=0	
		Steady, safe	=1	_____
2.	<u>Arises</u>	Unable without help	=0	
		Able, uses arms to help	=1	
		Able without using arms	=2	_____
3.	<u>Attempts to Arise</u>	Unable without help	=0	
		Able, requires > 1 attempt	=1	
		Able to rise, 1 attempt	=2	_____
4.	<u>Immediate Standing Balance</u> (first 5 seconds)			
	Unsteady (swaggers, moves feet, trunk sway)		=0	
	Steady but uses walker or other support		=1	
	Steady without walker or other support		=2	_____
5.	<u>Standing Balance</u>			
	Unsteady		=0	
	Steady but wide stance (medial heels > 4 inches apart) and uses cane or other support		=1	
	Narrow stance without support		=2	_____
6.	<u>Nudged</u> (subject at maximum position with feet as close together as possible, examiner pushes lightly on subject's sternum with palm of hand 3 times)			
		Begins to fall	=0	
		Staggers, grabs, catches self	=1	
		Steady	=2	_____
7.	<u>Eyes Closed</u> (at maximum position of item 6)			
	Unsteady		=0	
	Steady		=1	_____
8.	<u>Turing 360 Degrees</u>			
		Discontinuous steps	=0	
		Continuous steps	=1	_____
		Unsteady (grabs, staggers)	=0	
		Steady	=1	_____
9.	<u>Sitting Down</u>			
	Unsafe (misjudged distance, falls into chair)		=0	
	Uses arms or not a smooth motion		=1	
	Safe, smooth motion		=2	_____

BALANCE SCORE: _____/16

- Gait Tests -

Initial Instructions: Subject stands with examiner, walks down hallway or across room, first at “usual” pace, then back at “rapid, but safe” pace (using usual walking aids)

- | | | | |
|-----|--|----|-------|
| 10. | <u>Initiation of Gait</u> (immediately after told to “go”) | =0 | |
| | Any hesitancy or multiple attempts to start | =0 | |
| | No hesitancy | =1 | _____ |
| 11. | <u>Step Length and Height</u> | | |
| | Right swing foot | | |
| | Does not pass left stance foot with step | =0 | |
| | Passes left stance foot | =1 | _____ |
| | Right foot does not clear floor completely | | |
| | With step | =0 | |
| | Right foot completely clears floor | =1 | _____ |
| | Left swing foot | | |
| | Does not pass right stance foot with step | =0 | |
| | Passes right stance foot | =1 | _____ |
| | Left foot does not clear floor completely | | |
| | With step | =0 | |
| | Left foot completely clears floor | =1 | _____ |
| 12. | <u>Step Symmetry</u> | | |
| | Right and left step length not equal (estimate) | =0 | |
| | Right and left step length appear equal | =1 | _____ |
| 13. | <u>Step Continuity</u> | | |
| | Stopping or discontinuity between steps | =0 | |
| | Steps appear continuous | =1 | _____ |
| 14. | <u>Path</u> (estimated in relation to floor tiles, 12-inch diameter; observe excursion of 1 foot over about 10 ft. of the course) | | |
| | Marked deviation | =0 | |
| | Mild/moderate deviation or uses walking aid | =1 | |
| | Straight without walking aid | =2 | _____ |
| 15. | <u>Trunk</u> | | |
| | Marked sway or uses walking aid | =0 | |
| | No sway but flexion of knees or back or | | |
| | Spreads arms out while walking | =1 | |
| | No sway, no flexion, no use of arms, and no | | |
| | Use of walking aid | =2 | _____ |
| 16. | <u>Walking Stance</u> | | |
| | Heels apart | =0 | |
| | Heels almost touching while walking | =1 | _____ |

GAIT SCORE = _____/12

BALANCE SCORE = _____/16

TOTAL SCORE (Gait + Balance) = _____/28

< 19 high fall risk, 19-24 medium fall risk, 25-28 low fall risk

VI. Índice de Marcha Dinâmico (DGI - Dynamic Gait Index)

Dynamic Gait Index Test Protocol

1. Gait level surface _____

Instructions: Walk at your normal speed from here to the next mark (20')

Grading: Mark the lowest category that applies.

(3) Normal: Walks 20', no assistive devices, good speed, no evidence for imbalance, normal gait pattern

(2) Mild Impairment: Walks 20', uses assistive devices, slower speed, mild gait deviations.

(1) Moderate Impairment: Walks 20', slow speed, abnormal gait pattern, evidence for imbalance.

(0) Severe Impairment: Cannot walk 20' without assistance, severe gait deviations or imbalance.

2. Change in gait speed _____

Instructions: Begin walking at your normal pace (for 5'), when I tell you "go," walk as fast as you can (for 5'). When I tell you "slow," walk as slowly as you can (for 5').

Grading: Mark the lowest category that applies.

(3) Normal: Able to smoothly change walking speed without loss of balance or gait deviation. Shows a significant difference in walking speeds between normal, fast and slow speeds.

(2) Mild Impairment: Is able to change speed but demonstrates mild gait deviations, or not gait deviations but unable to achieve a significant change in velocity, or uses an assistive device.

(1) Moderate Impairment: Makes only minor adjustments to walking speed, or accomplishes a change in speed with significant gait deviations, or changes speed but has significant gait deviations, or changes speed but loses balance but is able to recover and continue walking.

(0) Severe Impairment: Cannot change speeds, or loses balance and has to reach for wall or be caught.

3. Gait with horizontal head turns _____

Instructions: Begin walking at your normal pace. When I tell you to “look right,” keep walking straight, but turn your head to the right. Keep looking to the right until I tell you, “look left,” then keep walking straight and turn your head to the left. Keep your head to the left until I tell you “look straight,” then keep walking straight, but return your head to the center.

Grading: Mark the lowest category that applies.

- (3) Normal: Performs head turns smoothly with no change in gait.
- (2) Mild Impairment: Performs head turns smoothly with slight change in gait velocity, i.e., minor disruption to smooth gait path or uses walking aid.
- (1) Moderate Impairment: Performs head turns with moderate change in gait velocity, slows down, staggers but recovers, can continue to walk.
- (0) Severe Impairment: Performs task with severe disruption of gait, i.e., staggers outside 15” path, loses balance, stops, reaches for wall.

4. Gait with vertical head turns _____

Instructions: Begin walking at your normal pace. When I tell you to “look up,” keep walking straight, but tip your head up. Keep looking up until I tell you, “look down,” then keep walking straight and tip your head down. Keep your head down until I tell you “look straight,” then keep walking straight, but return your head to the center.

Grading: Mark the lowest category that applies.

- (3) Normal: Performs head turns smoothly with no change in gait.
- (2) Mild Impairment: Performs head turns smoothly with slight change in gait velocity, i.e., minor disruption to smooth gait path or uses walking aid.
- 1) Moderate Impairment: Performs head turns with moderate change in gait velocity, slows down, staggers but recovers, can continue to walk.
- (0) Severe Impairment: Performs task with severe disruption of gait, i.e., staggers outside 15” path, loses balance, stops, reaches for wall.

5. Gait and pivot turn _____

Instructions: Begin walking at your normal pace. When I tell you, “turn and stop,” turn as quickly as you can to face the opposite direction and stop.

Grading: Mark the lowest category that applies.

(3) Normal: Pivot turns safely within 3 seconds and stops quickly with no loss of balance.

(2) Mild Impairment: Pivot turns safely in > 3 seconds and stops with no loss of balance.

(1) Moderate Impairment: Turns slowly, requires verbal cueing, requires several small steps to catch balance following turn and stop.

(0) Severe Impairment: Cannot turn safely, requires assistance to turn and stop.

6. Step over obstacle _____

Instructions: Begin walking at your normal speed. When you come to the shoebox, step over it, not around it, and keep walking.

Grading: Mark the lowest category that applies.

(3) Normal: Is able to step over the box without changing gait speed, no evidence of imbalance.

(2) Mild Impairment: Is able to step over box, but must slow down and adjust steps to clear box safely.

(1) Moderate Impairment: Is able to step over box but must stop, then step over. May require verbal cueing.

(0) Severe Impairment: Cannot perform without assistance.

7. Step around obstacles _____

Instructions: Begin walking at normal speed. When you come to the first cone (about 6' away), walk around the right side of it. When you come to the second cone (6' past first cone), walk around it to the left.

Grading: Mark the lowest category that applies.

(3) Normal: Is able to walk around cones safely without changing gait speed; no evidence of imbalance.

(2) Mild Impairment: Is able to step around both cones, but must slow down and adjust steps to clear cones.

(1) Moderate Impairment: Is able to clear cones but must significantly slow, speed to accomplish task, or requires verbal cueing.

(0) Severe Impairment: Unable to clear cones, walks into one or both cones, or requires physical assistance.

8. Steps _____

Instructions: Walk up these stairs as you would at home, i.e., using the railing if necessary. At the top, turn around and walk down.

Grading: Mark the lowest category that applies.

(3) Normal: Alternating feet, no rail.

(2) Mild Impairment: Alternating feet, must use rail.

(1) Moderate Impairment: Two feet to a stair, must use rail.

(0) Severe Impairment: Cannot do safely.

TOTAL SCORE: _____ / 24

Scoring _____

A four-point ordinal scale, ranging from 0-3. “0” indicates the lowest level of function and “3” the highest level of function.

Total Score = 24

Interpretation:

< 19/24 = High instability

> 22/24 = safe ambulators