

UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO

José Augusto Canton

ESTUDO DA MARCHA HUMANA VISANDO UM
SISTEMA ROBÓTICO BÍPEDE.

Passo Fundo

2018

José Augusto Canton

ESTUDO DA MARCHA HUMANA VISANDO UM
SISTEMA ROBÓTICO BÍPEDE.

Trabalho apresentado ao curso de Engenharia Elétrica, da Faculdade de Engenharia e Arquitetura, da Universidade de Passo Fundo, como requisito parcial para obtenção do grau de Engenheiro Eletricista, sob orientação do professor Dr. Jocarly Patrocínio de Souza.

Passo Fundo

2018

José Augusto Canton

Estudo da Marcha Humana Visando um Sistema Robótico Bípede.

Trabalho apresentado ao curso de Engenharia Elétrica, da Faculdade de Engenharia e Arquitetura, da Universidade de Passo Fundo, como requisito parcial para obtenção do grau de Engenheiro Eletricista, sob orientação do professor Dr. Jocarly Patrocínio de Souza..

Aprovado em ____ de _____ de _____.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Orientador - UPF

Prof. Dr. - UPF

Prof. Dr. - UPF

Este trabalho é dedicado
.....
..... .

(A dedicatória é opcional)

AGRADECIMENTOS

Este trabalho é o fruto dos esforços de muitas pessoas que acreditaram em mim e que sempre estiveram em todos os momentos para me apoiar.

Primeiramente a Deus que permitiu que tudo isso acontecesse, ao longo da minha vida. Aos meus pais José e Alda e a minha irmã Queidi que sempre me apoiaram e acreditaram em mim.

Ao Prof. Dr. Jocarly Patrocínio de Souza pela sua orientação durante o desenvolvimento do trabalho, dando contribuições valiosas e mostrando o caminho a não ser percorrido.

Aos colegas e amigos Jean, Rafael, Eduardo, Guilherme, companheiros de trabalho e irmãos na amizade que fizeram parte da minha formação e que vão continuar presentes em minha vida.

A todos os professores e colegas de trabalho do Setor de Atenção ao Estudante - SAES pelos conhecimentos ensinados.

“O único lugar onde o sucesso vem antes do trabalho é no dicionário.”

Albert Einstein

RESUMO

Este é um estudo da biomecânica para o desenvolvimento de robô bípede capaz de produzir movimento através de dois membros paralelos, onde é proposta uma arquitetura de sistema de controle com base no comportamento dinâmico apresentado na marcha humana. Essa arquitetura tem foco na alternância das funções realizadas pelos membros inferiores durante a execução do ciclo de marcha. A estratégia de geração de marcha consiste na divisão dos movimentos dos membros inferiores em padrões complementares de movimento, cada um com uma função específica, podendo ser modulados individualmente e sobrepostos para compor um padrão. A aplicação de estudo para o sistema é o controle de um exoesqueleto de membros inferiores destinado a reabilitação e auxílio da marcha humana. A arquitetura de controle proposta para sua aplicação consiste em uma implementação MATLAB® de um modelo cinemático simplificado dos movimentos das pernas. A estratégia também foi embarcada em um protótipo por meio de uma placa microcontrolada revelando baixa demanda computacional e fornecendo uma outra forma de visualização para o movimento gerado.

Palavras-Chave: Geração de marcha, biomecânica, controle.

ABSTRACT

Consiste na versão do resumo para outra língua (em inglês Abstract, em espanhol Resumen, em francês Résumé, por exemplo).

Keywords:

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Título da figura 1	10
Figura 2 – Título da figura 2	20
Quadro 1 – Título do quadro 1	30
Quadro 2 – Título do quadro 2	35
Figura 3 – Título da figura 3	40
Gráfico 1 – Título do gráfico 1	42
Fotografia 1 – Título da fotografia 1	45

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Título da tabela 1	20
Tabela 2 – Título da tabela 2	30
Tabela 3 – Título da tabela 3	40

LISTA DE ABREVIATURAS

ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas

FAPERGS – Fundação de Amparo à Pesquisa no Rio Grande do Sul

IBGE – Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística

MEC – Ministério de Educação e Cultura

OEA – Organização dos Estados Americanos

ONU – Organização das Nações Unidas

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
1.1 CONTEXTO.....	13
1.2 OBJETIVOS.....	14
1.3 METODOLOGIA.....	15
1.4 ESTRUTURA DO TRABALHO	15
2 REVISÃO DA LITERATURA	17
2.1 DISPOSITIVOS DE REABILITAÇÃO DE MEMBRO INFERIOR: PRÓTESES, ÓRTESES E EXOESQUELETOS.	17
2.1.1 Próteses e seu histórico.....	17
2.1.2 Órteses em membros inferiores.....	18
2.1.3 Exoesqueletos	21
2.2 BIOMECÂNICA	25
2.2.1 Segmentos do corpo	26
2.2.2 Planos de referência e Anatomia do corpo humano.....	27
2.2.3 Marcha Humana.....	32
2.2.4 Robótica Bípede	38
APÊNDICE A - TÍTULO	40
ANEXO A - TÍTULO	41

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTO

Os sistemas exoesqueléticos têm sido um dos principais focos de pesquisa na área da bioengenharia e biomecânica, unindo conhecimentos de robótica, mecânica, mecatrônica e medicina, para construir dispositivos que assistam e aumentem as qualidades físicas dos usuários.

Neste trabalho foi proposta a análise da marcha, com o objetivo de contribuir no desenvolvimento de próteses e exoesqueletos, visando projetar protótipo e analisar estruturas que possam ser utilizadas como exoesqueletos de membro inferior.

O corpo humano é composto por um sistema central que gerencia vários conjuntos de órgãos, os quais são considerados como sistemas integrados que realizam atividades vitais. Estes sistemas apresentam elevada complexidade, e funcionam de forma independente harmoniosa, para que o corpo consiga estar sempre em estado de equilíbrio dinâmico.

O procedimento de marcha humana tem como objetivo a locomoção do corpo pelo ambiente e é uma atividade complexa que envolve todo o sistema nervoso e o sistema musculoesquelético (MAFRA, 2012).

Apesar da evidente complexidade, após o período de aprendizado cognitivo da marcha, o movimento é realizado de forma quase automática pelas pessoas, sem grande esforço de coordenação ou necessidade de raciocínio consciente para seu planejamento e execução (VIEL, 2001).

Um dos maiores problemas no campo da engenharia biomédica é a criação de modelos matemáticos que se assemelhem ao corpo humano permitindo recriar, simular ou analisar movimentos como caminhar, correr ou ultrapassar obstáculos. Atualmente, as pesquisas se focam em otimizar os dispositivos utilizando materiais que consigam suportar e distribuir os esforços de trabalho e em utilizar outros sistemas de acionamento que melhorem sua performance.

A modelação do corpo humano implica em primeiro lugar a definição de uma estrutura tridimensional articulada, de forma a representar as características biomecânicas do corpo humano. Em segundo lugar, envolve a seleção de um modelo matemático adequado para conduzir os movimentos da estrutura articulada desenvolvida (KINGMA, LOOZE, *et al.*, 1996).

A presente obra teve por base os problemas apontados nos parágrafos anteriores. Assim, a motivação deste trabalho teve como objetivo principal a análise biomecânica da marcha humana, tendo-se, portanto, dado especial atenção à obtenção do movimento dos segmentos corporais do sujeito. Esta informação foi recolhida com auxílio de um sistema de captura de movimento. Esta primeira etapa reduz-se ao seguimento de marcadores passivos colocados em pontos estratégicos do corpo do sujeito, tendo-se como resultado deste procedimento, a localização de zonas como as principais articulações envolvidas na marcha humana.

No decorrer desta primeira fase do trabalho desenvolvido, recorreu-se a um laboratório para a análise biomecânica da marcha: o laboratório de Biomecânica da Faculdade de Fisioterapia, sediado no campus I, na Universidade de Passo Fundo. A seguir, em uma segunda etapa foram realizadas a análise cinemática e dinâmica para obter modelos matemáticos que estimem os parâmetros dinâmicos, para que sejam conferidos com as propriedades e o ciclo de marcha. Finalmente, na última etapa, será realizada a seleção do sistema de acionamento para cada uma das juntas, e a implementação da arquitetura de controle, utilizando diferentes controladores para observar as respostas do sistema ao acompanharem uma trajetória de marcha.

1.2 OBJETIVOS

O objetivo geral deste trabalho é definido como:

- Gerar artificialmente um padrão de marcha bípede humanoide que seja funcional, capaz de promover a locomoção e evitar quedas, mantendo características da marcha humana e resistindo a perturbações.

Para a elaboração da solução para geração de marcha artificial, outros objetivos foram definidos:

- Esclarecimento de conceitos teóricos básicos relacionados com os fenómenos de marcha, como a anatomia do corpo humano, estudo das articulações, planos sagitais.
- Analisar aspetos biomecânicos do padrão de marcha;
- Elaborar uma solução computacional que permita uma análise de determinados parâmetros de eventos que definam o ciclo da marcha.

- Elaborar uma solução simples, de modo a manter baixa a demanda computacional, fazendo assim com que a solução apresente um compromisso de tempo de execução compatível com a marcha.

1.3 METODOLOGIA

A metodologia para o desenvolvimento deste trabalho se dará segundo as seguintes etapas:

- **Levantamento Bibliográfico:** Pesquisa inicial acerca dos mecanismos físicos e cognitivos envolvidos na marcha biomecânica, além de uma revisão conceitual acerca da anatomia humana. Também será realizado um breve levantamento do que existe atualmente no campo da geração de marcha artificial e como justificativa para o presente trabalho, realiza-se uma revisão de literatura dos dispositivos de reabilitação de membro inferior, especialmente dos exoesqueletos.
- **Estudo da marcha:** Nesta etapa será dado foco à cinemática da marcha humana biomecânica, com o estudo da captura dos movimentos e análise dos resultados e dados obtidos em equipamentos laboratoriais.
- **Modelagem Matemática:** Elaboração dos modelos cinemáticos necessários ao desenvolvimento da estratégia e da arquitetura de controle apresentados neste trabalho.
- **Validação:** A estratégia e a arquitetura formuladas a partir do conhecimento obtido durante levantamento bibliográfico serão verificadas por meio de simulações e por meio de implementação em protótipo.

1.4 ESTRUTURA DO TRABALHO

No *capítulo 1* são apresentadas as principais motivações para o desenvolvimento deste trabalho assim como as perguntas que permeiam a investigação da marcha humana.

O *Capítulo 2* apresenta a revisão da literatura relacionada com os dispositivos de reabilitação de membro inferior, especialmente dos exoesqueletos, aprofundando em suas classificações e nos dispositivos desenvolvidos. Será realizada uma breve revisão do estado da arte da geração de padrão artificial de marcha, anatomia dos membros inferiores e planos de referência.

No *Capítulo 3* serão descritas as etapas e métodos referentes a obtenção do modelo cinemático direto e inverso de um membro inferior do corpo humano, através de análises da marcha feitas através de um método de análise real desenvolvido em laboratório.

No *capítulo 4* será desenvolvido a modelagem matemática dos dados descritos no capítulo 3 e serão apresentadas a arquitetura de implementação.

O *capítulo 5* será descrito a validação experimental através de análises de computador, a implementação do protótipo que imita a marcha humana, bem como seus resultados.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 DISPOSITIVOS DE REABILITAÇÃO DE MEMBRO INFERIOR: PRÓTESES, ÓRTESES E EXOESQUELETOS.

O desenvolvimento de dispositivos para serem interligados ao corpo humano, especialmente falando dos membros inferiores é justificado pela necessidade de criar dispositivos que atenuem o tempo de reabilitação do usuário, ajudem com seus movimentos e em casos específicos aumentar a capacidade de carga. O estudo de tais mecanismos mistura os conhecimentos de áreas como robótica, sistemas de controle, biomecânica e da anatomia do usuário.

A reabilitação de diferentes pacientes que apresentam dificuldades na sua locomoção é uma temática importante na fabricação de aparelhos assistentes na medicina. Existem vários dispositivos mecânicos que, dependendo do nível de complexidade da lesão, podem ser divididos em três grupos principais: Próteses, órteses e exoesqueletos.

2.1.1 Próteses e seu histórico.

Qualquer aparelho ou dispositivo destinado a substituir um órgão, um membro bem como parte dele destruído e que esteja gravemente acometido é conhecido como prótese. De uma forma mais particular, uma prótese de membro inferior é um mecanismo que substitui uma parte do sistema locomotor amputada, melhorando o suporte da pessoa quando fica de pé ou caminha, ou seja, este mecanismo possui a capacidade de ser um sistema que compensa a função do membro inferior para que a marcha novamente, de forma mais natural possível (SONG, WANG, *et al.*, 2012).

A utilização de próteses é muito antiga. A primeira descrição do uso da prótese, segundo (REGIS, 2006) está nos escritos do historiador grego Heródoto (484-425 a.C), contando que um prisioneiro preso por corrente em tornozelo amputou o pé para se libertar e, após a cicatrização das feridas, construiu uma bota de madeira e voltou a lutar contra o inimigo.

O auge evolutivo das próteses foi após as duas guerras mundiais, pois havia um grande contingente de amputados que necessitava ser protetizado. Na época da primeira guerra, já existiam próteses com articulações de joelho, porém seu custo era elevado: os componentes

tinham de ser confeccionados individualmente em aço. Assim, ficava restrito ao uso de pernas de madeira, ou de alumínio, para o público em geral.

A história evolutiva das próteses passa, dessa forma, por diversos momentos onde a necessidade constante de aperfeiçoamento construtivo e da busca de novas matérias, técnicas, bem como do emprego de novas tecnologias embarcadas vem mostrando resultados surpreendentes no sentido de promover cada vez mais independência e satisfação aos seus usuários.

2.1.2 Órteses em membros inferiores.

As órteses são mecanismos usados principalmente para a assistência de pessoas com limitações, acrescentado a capacidade ambulatoria das extremidades e, ao contrário das próteses, atuam tipicamente em paralelo com o membro afetado.

As órteses são definidas como um apoio ou outro dispositivo externo colocado no corpo para modificar os aspectos funcionais e estruturais do sistema nervoso, musculoso e/ou esquelético. As mesmas são utilizadas para compensar movimentos indesejados, apoiar em movimentos deficientes, deter a progressão de deformidades ou manter segmentos do corpo desviados em uma posição certa. Além disso, as órteses são usadas na distribuição de forças e diminuição de carga suportada, e em casos de disfunção, estes dispositivos não permitirão uma otimização de seu controle (LEVY BENASULY, 2003).

Um exemplo de órteses para reabilitação de pacientes foi desenvolvido por (SHARMA, MUSHAHWAR e STEIN, 2014), quem construíram um mecanismo simples colocado na região afligida e um andarilho como sistema de apoio. O diferencial deste mecanismo é que foi adaptado um sistema de estimulação elétrica funcional e otimizado dinamicamente, para controlar a velocidade de avanço e o comprimento dos passos, usando parâmetros dinâmicos invés de perfis de trajetória estabelecidos de marcha. A figura 2.1 ilustra a estrutura mecânica desta órtese, detalhando o sistema de sensores ligados a ela. Também podemos destacar, a órtese realizada para fornecer movimento àqueles que tenham lesões na medula espinhal e sejam incapazes de mover as pernas.

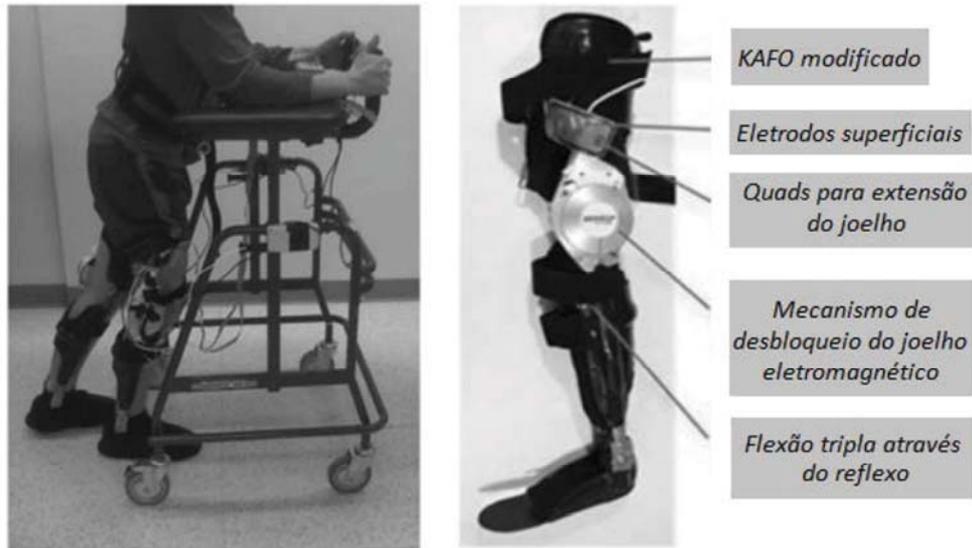


Figura 2.1. Órtese para reabilitação de membro inferior (SHARMA; MUSHAHWAR; STEIN, 2014).

A partir da década de 90 as pesquisas se dividiram em três tipos diferentes de órteses: 1) órteses passivas para reabilitação, ou simplesmente máquinas de reabilitação; 2) órteses ativas para movimentação do paraplégico com a utilização da própria força; 3) exoesqueletos para aumento da força e para a locomoção de paraplégicos.

2.1.2.1 Órteses Passivas

As primeiras órteses que surgiram foram chamadas de órteses passivas, pois não possuíam nenhum tipo de atuador acionado por comandos elétricos. Seu funcionamento depende totalmente do movimento do paciente ou é usada para restringir algum movimento.

Em decorrência das grandes guerras mundiais, um enorme contingente de soldados e civis envolvidos nos conflitos foram feridos ou tiveram membros do seu corpo mutilados. A partir dessa realidade surgiram vários programas de pesquisa para o uso de membros artificiais e para auxílio à reabilitação (FILIPPO, 2006).

Usuários de órteses e próteses passivas se beneficiam com as pesquisas no campo da ergonomia, biomecânica, fisioterapia e terapia ocupacional que aumentam o conforto, a qualidade, a leveza e a resistência. Equipes de pesquisa vêm trabalhando de forma integrada através de grupos multidisciplinares que desenvolvem equipamentos para auxiliar os portadores de necessidades especiais a terem maior independência, melhorando assim a qualidade de vida destes indivíduos (ARAÚJO, 2010).

A figura 2.2 mostra um exemplo de órtese passiva convencional.



Figura 2.2. Exemplo de uma órtese passiva tipo KAFO, em alumínio revestido. (ORTHOTICS, 2009)

2.1.2.2 Órteses Ativas

Diferente das órteses passivas, às órteses ativas utilizam atuadores de diversos tipos controlados por sinais elétricos. Inicialmente, às órteses ativas eram basicamente desenvolvidas a partir das órteses passivas com o intuito de reproduzir de forma mais fidedigna os movimentos antropomórficos¹ para auxiliar no processo de reabilitação de pacientes. Exercícios físicos de reabilitação funcional, usando órteses ativas são muito úteis na fase de recuperação, pois os movimentos gerados pela órtese estimulam o sistema nervoso central a reaprender os movimentos perdidos ou parcialmente perdidos (ARAÚJO, 2010).

Recentemente, a empresa Israelita Argo Medical Technologies desenvolveu uma órtese ativa que ajudará pessoas paraplégicas a movimentarem-se e realizar tarefas d cotidiano como caminhar, subir e descer escadas e sentar (TECHNOLOGIES, 2008). Ver figura 2.3.

¹ Semelhante aos movimentos realizados pelo corpo humano



Figura 2.3. Órtese REWALK, Argo Medical Technologies (TECHNOLOGIES, 2008).

A órtese, denominada ReWalk, foi desenvolvida por amit Goffer, diretor da Argo Medical e inventor da ideia, é constituída por motores de corrente contínua, baterias recarregáveis, suporte para os membros inferiores, um conjunto de sensores que interagem com o usuário e com o sistema de controle. São usadas muletas pelo usuário para manter a estabilidade, segurança da caminhada e distribuir o peso total.

Atualmente, existem vários grupos espalhados pelo mundo desenvolvendo pesquisas sobre órteses ativas.

2.1.3 Exoesqueletos

Um exoesqueleto pode ser definido como um sistema composto por uma estrutura mecânica e uma série de atuadores que movimentam cada grau de liberdade (GL), enquanto, paralelo a isso, um sistema de controle governa tais atuadores.

(CHEN, MA, *et al.*, 2015) define um exoesqueleto como um dispositivo biônico colocado sobre o usuário, que usa atuadores para o movimento das articulações, dependendo das intensões do usuário, e integra a inteligência humana com sistemas de sensores múltiplos e a potência da robótica, para aumentar suas capacidades de mobilidade.

Inúmeras empresas e corporações vem desenvolvendo exoesqueletos. O grupo de pesquisa da Sarcos Research Corp., liderado pelo roboticista Stephen Jacobsen, tem trabalhado no que pode ser o mais poderoso exoesqueleto construído. Numa apresentação realizada em 2005, um usuário conseguiu carregar 85kg sem sentir a carga total. Assim como o BLEEX, sensores de força, desenvolvido pela Sarcos, em contato com o corpo do usuário fornecem informações para que o controle do exoesqueleto seja feito de forma harmônica com o movimento do usuário. A unidade de potência deste sistema também é um motor de combustão

interna. Segundo Jacobsen, uma dificuldade neste projeto foi a construção das servo válvulas que controlam o fluxo do fluido hidráulico até os atuadores. Elas devem ser pequenas, resistentes a altas pressões e eficientes para preservar a potência. Este mesmo grupo de pesquisa desenvolveu um exoesqueleto denominado Raytheon, que pode ser observado na figura 2.4 (JARDIM, 2009).



Figura 2.4. Vista lateral e traseira: Sarcos - Raytheon (JARDIM, 2009)

Segundo (YOUNG e FERRIS, 2017), a classificação dos exoesqueletos é dada a partir da sua aplicação. A primeira está envolvida na reabilitação da marcha humana, como ferramenta de ajuda aos pacientes com desordens de locomoção, especialmente no fortalecimento do sistema musculoesquelético. Nessa condição prescrita, os pacientes não têm condição de caminhada e podem perder estabilidade enquanto realizam um deslocamento com as pernas. O funcionamento de tal exoesqueleto se dá por meio de um treinamento repetitivo dos ciclos de marcha, enquanto um grupo de sensores medem as forças e torques que interagem e realimentam o sistema, com o intuito de melhorar o desempenho e o nível de movimento recuperado.

A segunda aplicação é aplicada na locomoção humana quando os pacientes têm perda completa na mobilidade dos membros inferiores. Esses exoesqueletos fornecem aos pacientes, torques externos nas posições das juntas para que estes sejam utilizados ao invés das funções motoras dos membros do corpo.

Em 2013 a empresa Rex Bionics (BIONICS, 2010), conforme citado por (SANTOS, 2011), desenvolveu um exoesqueleto chamado REX, que pesa cerca de 40kg. O usuário não necessita do auxílio de muletas ou andador, já que o equipamento é robusto o bastante para controlar o centro de gravidade independentemente do usuário. O REX apresenta um apoio de braço e na extremidade tem um joystick, que é utilizado para controlar o equipamento. A figura 2.5 mostra o REX.



Figura 2.5. REX (BIONICS, 2010).

Por fim, a última aplicação está relacionada ao incremento de força e desempenho das pessoas. Durante a etapa de movimentação, o corpo utiliza centenas de músculos para exercer forças e mexer cada parte dele, entretanto, durante a realização dessas atividades, só uma porção

fica com fadiga. Nessa estratégia, os elementos mecânicos da estrutura trabalham como uma camada de músculos que envolve as extremidades, amortecendo a maior parte dos esforços sobre corpo e implantando energia ao sistema para assistir esses músculos, enquanto melhora sua resistência (CHEN, MA, *et al.*, 2015).

Existem outras formas de categorização dos esqueletos, aquela dependente dos componentes mecânicos que possuem. Os exoesqueletos passivos são compostos somente por carcaça e componentes mecânicos, enquanto os ativos implementam sistemas de controle

eletrônico, que modulam o comportamento do exoesqueleto em função da trajetória e do estado de trabalho.

Ainda, podemos citar a categorização relacionado com o grau de autonomia. Os primeiros exoesqueletos eram ligados a linhas de fornecimento de potência, como por exemplo, conexões de energia, linhas de ar e hidráulico, sendo uma consideração necessária no momento de projetar tal dispositivo. Os segundos são autônomos, onde não existem conexões, considerados ideais para operação em ambientes não específicos. A tabela 2.1 resume as informações referentes a classificação dos exoesqueletos.

Tabela 2.1. Síntese da classificação dos exoesqueletos.

Classificação	Tipos	Descrição
Aplicação	Reabilitação de Marcha	Ajuda para pacientes que tenham desordens de locomoção no seu sistema musculoesquelético.
	Locomoção Humana	Estrutura que aplica torque externo na posição das pernas, além de tolerar o peso do usuário.
	Incremento de força e desempenho	Sistemas que distribuem as forças e diminuem o uso dos músculos, multiplicando a resistência física do usuário.
Componentes mecânicos	Passivos	Estruturas que utilizam somente carcaça e elementos mecânicos para a movimentação. Geralmente são leves.
	Ativos	Implementam sistemas de controle para coordenar os movimentos de cada grau de liberdade.
Grau de autonomia	Dependentes	Ligados a linhas de potência, como conexões de energia e fornecimento de ar e/ou hidráulico.
	Autônomos	Sistemas sem nenhum tipo de conexão externa ao mecanismo, ideais para ambientes diferentes de laboratórios.

2.2 BIOMECÂNICA

A revisão da biomecânica foi organizada em três partes:

1. Segmentos do corpo humano, com suas definições, métodos de obtenção e proporções esperadas;
2. A definição dos planos de referência e Anatomia do corpo, utilizados como ferramentas nos estudos do movimento humano;
3. O estudo do processo da marcha humana, com breves explicações sobre as divisões do ciclo da marcha e sobre algumas características de adaptabilidade do processo a condições diversas.

2.2.1 Segmentos do corpo

Para a obtenção do modelo do corpo humano através de seus segmentos é preciso que esses sejam parametrizados. Através do modelo cinemático se determina as posições, velocidades e acelerações de cada um dos componentes de uma cadeia de elos em um dado movimento e por meio da modelagem dinâmica as forças, momento, trabalho e energia necessários para a realização dos movimentos. Uma parte fundamental na modelagem dinâmica de um sistema é a determinação da geometria de seus componentes e das propriedades inerciais relacionadas ao sistema.

Antropometria é um ramo de estudo da antropologia física que estuda as medidas do corpo humano para determinar a diferença entre indivíduos e grupos (WINTER, 2009). A figura 2.6 mostra uma abordagem bidimensional simplificada, tendo como parâmetro para segmentação do corpo humano a altura total de uma pessoa.

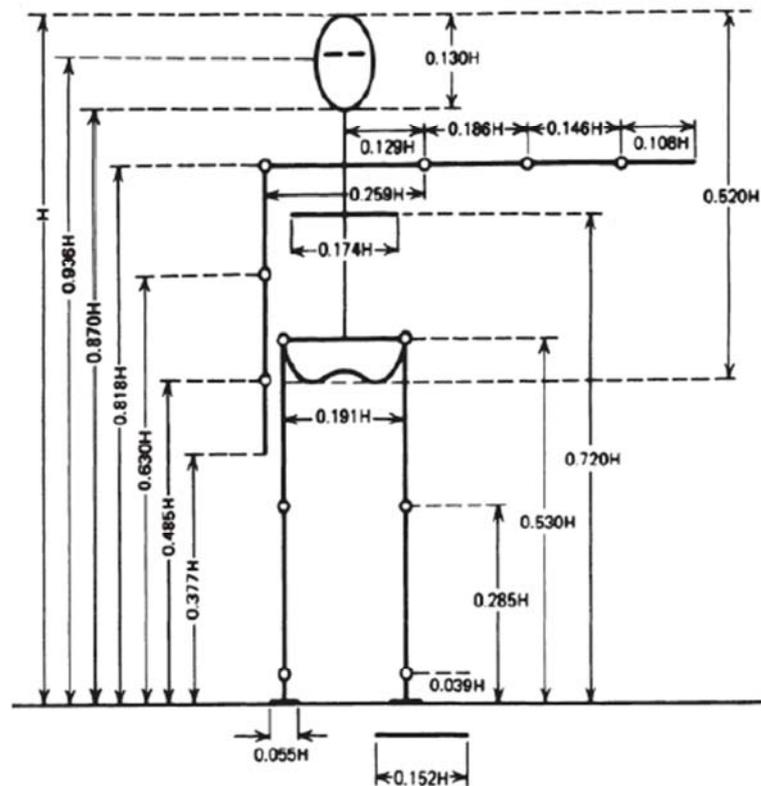


Figura 2.6: Segmentos corporais em função de frações da altura total H (WINTER, 2009).

Uma vez definidos os comprimentos dos segmentos do corpo, são definidos a seguir os planos de referência para o estudo da cinemática do sistema mecânico formado por estes segmentos.

2.2.2 Planos de referência e Anatomia do corpo humano

Os termos anatômicos que descrevem as relações entre diferentes partes do corpo baseiam-se na postura, designada posição anatômica, em que o indivíduo se encontra ereto, de pés juntos e os braços baixados ao lado do corpo, com as palmas das mãos voltadas para a frente. Esta e outras definições são importantes para o presente trabalho uma vez que estes termos são utilizados no decorrer deste trabalho.

Os planos principais são formados por pares de eixos principais que dividem em planos ortogonais o corpo humano. Podem ser utilizados na análise dos movimentos realizados. Os planos principais são o sagital, o frontal e o transversal.

Como bem nos assegura (SACCO e TANAKA, 2008), o plano sagital é aquele formado pelos eixos longitudinal e frontal, dividindo o corpo humano nas metades direita e esquerda. É utilizada para estudos de movimentos realizados para frente ou para trás. Já o

plano frontal é aquele formado pelos eixos longitudinal e o transversal, divide o corpo humano nas metades frente e trás, servindo para o estudo das laterais do corpo. Por fim o plano transversal ou transverso é aquele formado pelos eixos transversal e o frontal, dividindo o corpo humano nas metades, superior e inferior, sendo utilizado para classificar os membros em superiores e inferiores. A figura 2.7 ilustra os planos de referência.

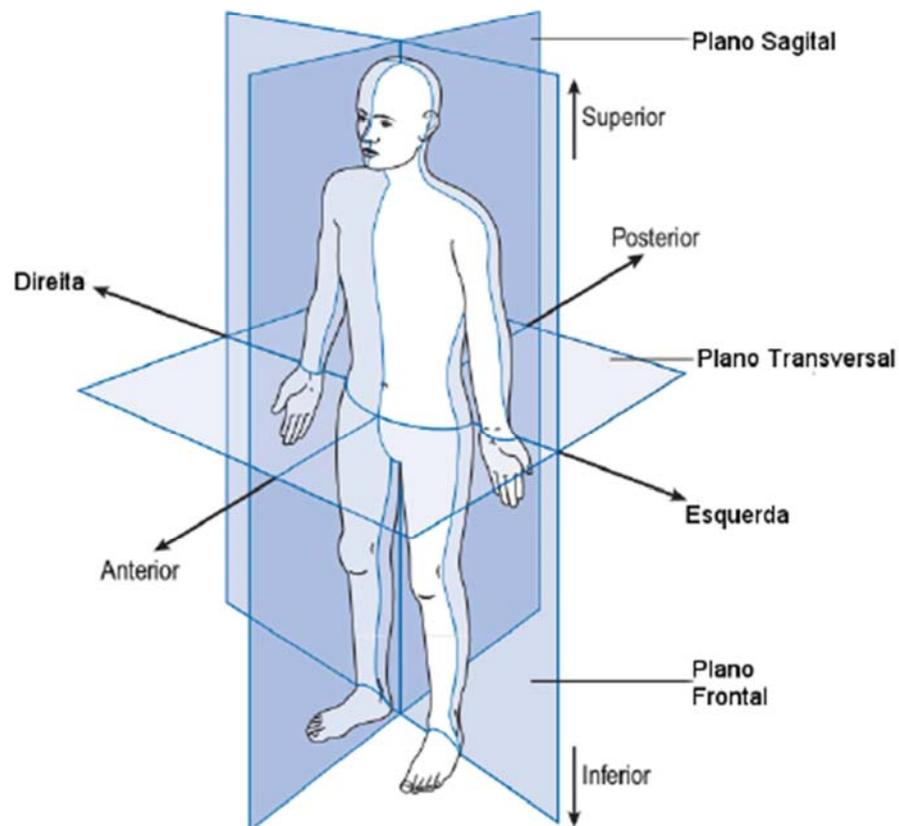


Figura 2.7: Planos Anatômicos no Corpo Humano(WHITTLE, 2007).

Os movimentos das juntas são definidos de acordo com esses planos, assim no plano sagital tem-se flexão e extensão, no plano frontal a abdução e adução e no plano transversal rotação interna e externa. Na figura 2.8 encontra-se relacionados os movimentos das juntas do quadril e do joelho nos planos anatômicos e na figura 2.9 os movimentos do pé para as juntas dos dedos e do tornozelo, os movimentos de torção do tornozelo. (WHITTLE, 2007).

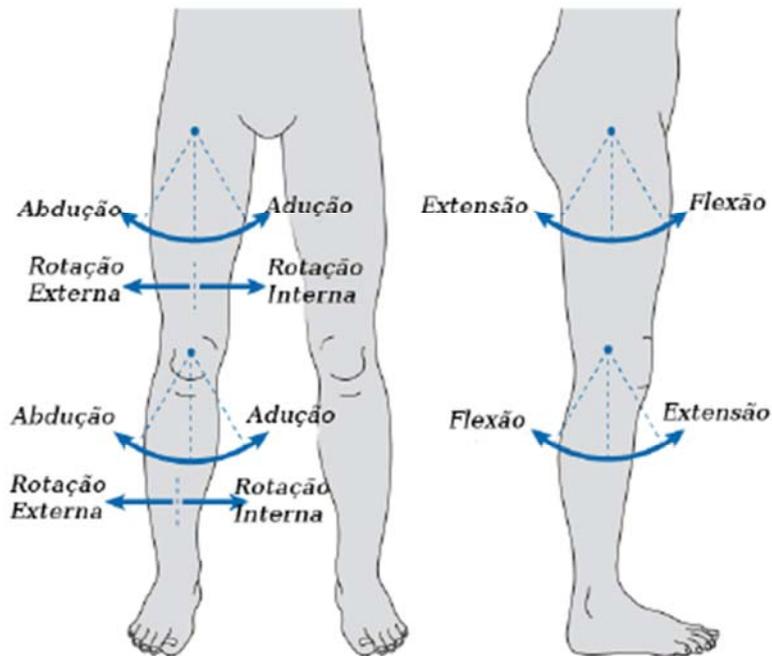


Figura 2.8: Movimentos das juntas do quadril e joelho nos planos anatômicos, na figura a direita os movimentos nos planos transversal e coronal e na esquerda movimentos no plano sagital (WHITTLE, 2007).

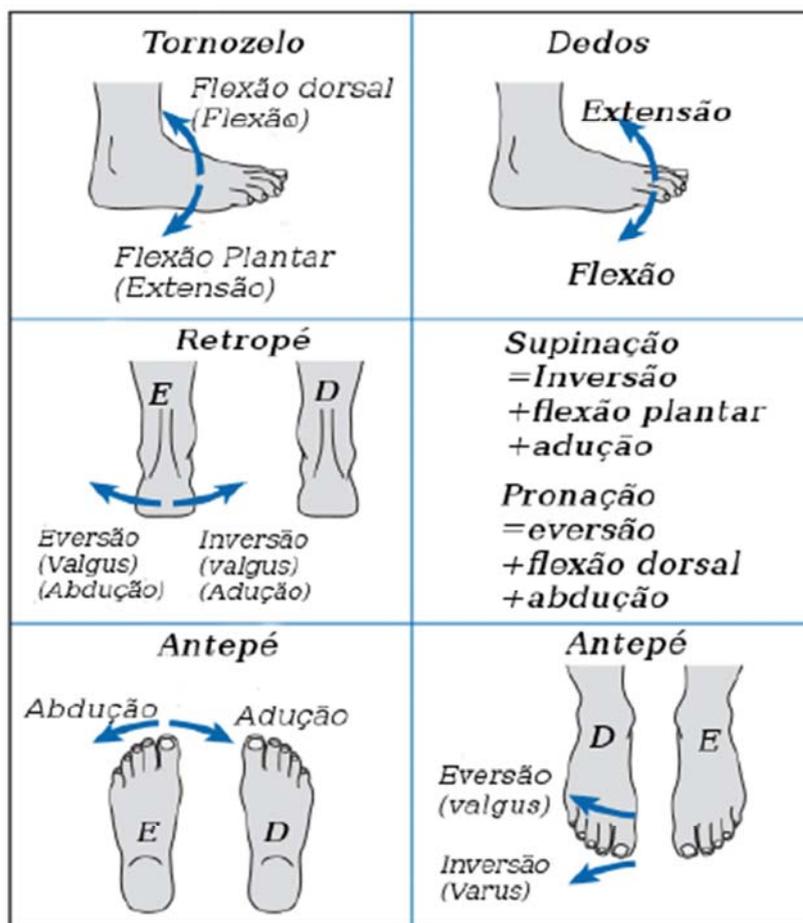


Figura 2.9: Movimentação do tornozelo e dos dedos dos pés, segundo os planos anatômicos (WHITTLE, 2007).

2.2.2.1 Ossos

Diante disso, afirma-se que o ato da marcha humana envolve quase todos os ossos. Será enumerado os ossos do membro inferior mais relevantes ao estudo na figura 2.10 e 2.11.

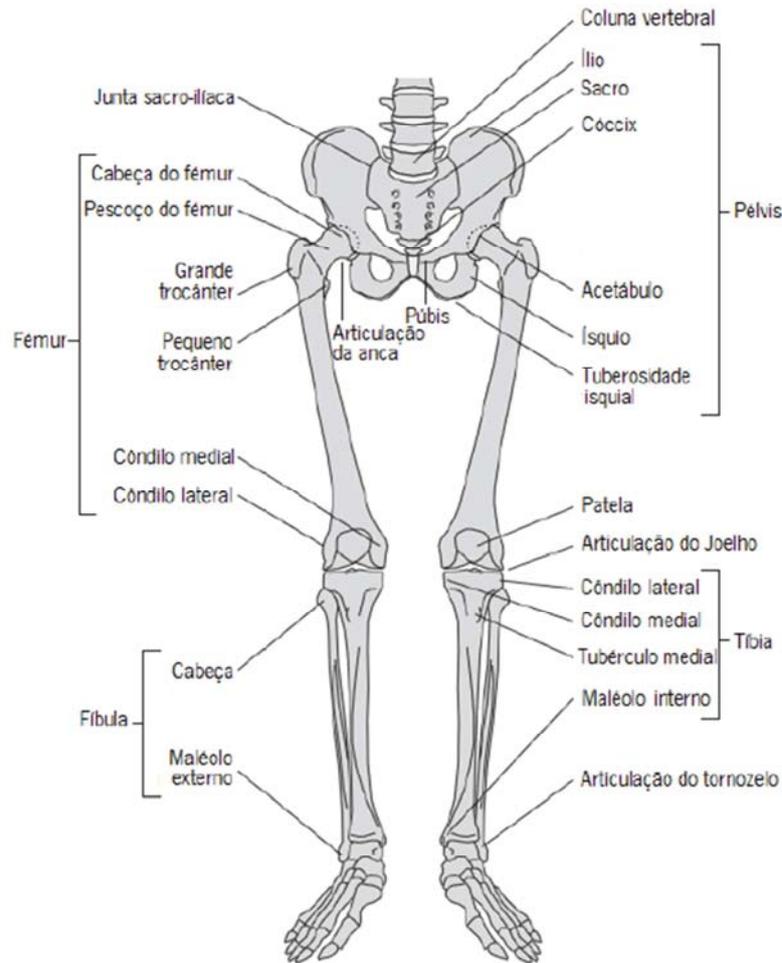


Figura 2.10: Ossos e articulações dos membros inferiores (WINTER, 2009).

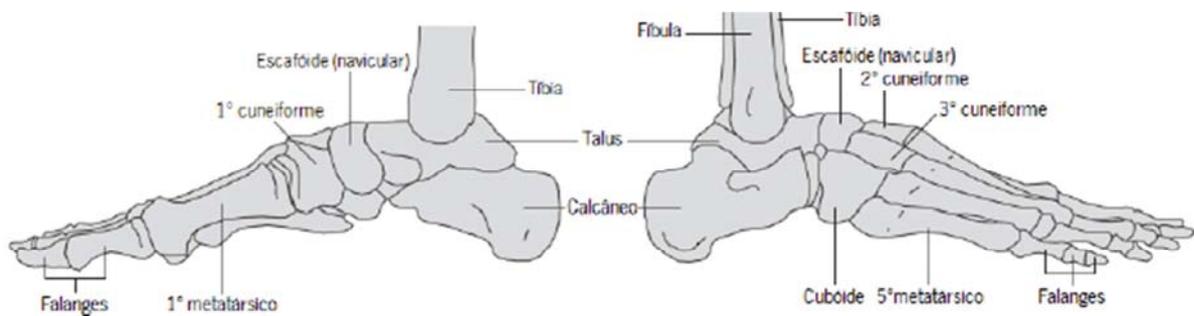


Figura 2.11: Constituição do pé direito (WINTER, 2009).

2.2.2.2 Anca

Como bem nos assegura (BARBOSA, 2011), os seus movimentos ocorrem em uma única junta, também conhecida como junta coxo-femoral. É localizada na raiz do membro inferior, e permite assumir qualquer posição no espaço. Assim, possui três eixos e três graus de liberdade.

É a única junta esférica no corpo, sendo a esfera a cabeça do fémur e o encaixe o acetábulo da pélvis. Movimentos extremos são prevenidos por uma série de ligamentos presentes entre a pélvis e o fémur, por uma cápsula que circunda a junta e por um pequeno ligamento que junta o centro da cabeça do fémur ao centro do acetábulo. A junta é capaz de flexão, extensão, abdução, adução, rotação e circundação (WHITTLE, 2007).

2.2.2.3 Joelho

A junta do joelho é a junta intermédia do membro inferior. As superfícies articulares nos lados medial e lateral são separados, tornando a junta do joelho, efetivamente em duas juntas, lado a lado. O movimento da junta é controlado por cinco ligamentos os quais, entre eles, exercem um controlo apertado sobre os movimentos do joelho: é uma junta com maioritariamente um grau de liberdade, que permite que a extremidade do membro seja movida de encontro ou se afaste da sua raiz, isto é, permite que a distância entre o tronco e o solo varie, realizando flexão e extensão. Possui um segundo grau de liberdade: ligeira rotação interna e externa (WHITTLE, 2007).

2.2.2.4 Tornozelo

O tornozelo, também designado junta talocrural, é a junta distal do membro inferior. Possui três superfícies. A superfície superior é a junta principal da articulação: é cilíndrica e formada pela tíbia acima e pelo talus abaixo. A superfície média é entre o talus e o interior do maléolo interno da tíbia e, por último, a superfície lateral existe entre o talus e a superfície interior do maléolo externo da fíbula (WHITTLE, 2007).

É uma junta fortemente interligada exposta a condições mecânicas extremas durante a fase de suporte simples. É então sujeita a toda a massa corporal e à força gerada pela dissipação da energia cinética quando o pé entra rapidamente em contato com o solo durante a

marcha, corrida ou salto. É assim fácil imaginar os problemas envolvidos na produção de próteses totais a longo prazo fiáveis para esta junta (KAPANDJI, 2010).

2.2.3 Marcha Humana

A marcha humana é um objeto de estudo de suma importância para a implementação do protótipo proposto, pois a partir do conhecimento dos seus movimentos, será possível fazer as implementações das funções básicas.

A mesma é esquematizada como um padrão periódico que é repetido em cada passo. A descrição é normalmente confinada a um único ciclo, assumindo que os ciclos sucessivos são quase iguais. O ciclo de marcha consiste de duas fases principais. A primeira, chamada de fase de apoio, começa quando o pé está no solo e termina no instante que deixa de estar em contato com ele. A segunda fase, chamada de fase de balanço, começa no final da fase de apoio, movendo o pé para adiante no ar e, aprontando-o para dar o próximo passo. Devido à simetria na marcha entre os lados esquerdo e direito, a fase de apoio para uma pessoa normal, ou seja, que não tenha doença alguma nas suas extremidades inferiores, tem uma duração aproximada de 62% do ciclo de marcha total, enquanto a fase de balanço tem uma duração de 38% (VAUGHAN, DAVIS e CONNOR, 1992).

A figura 2.12 apresenta estas fases e suas durações (porcentagem do ciclo de marcha) observadas em relação à perna direita.

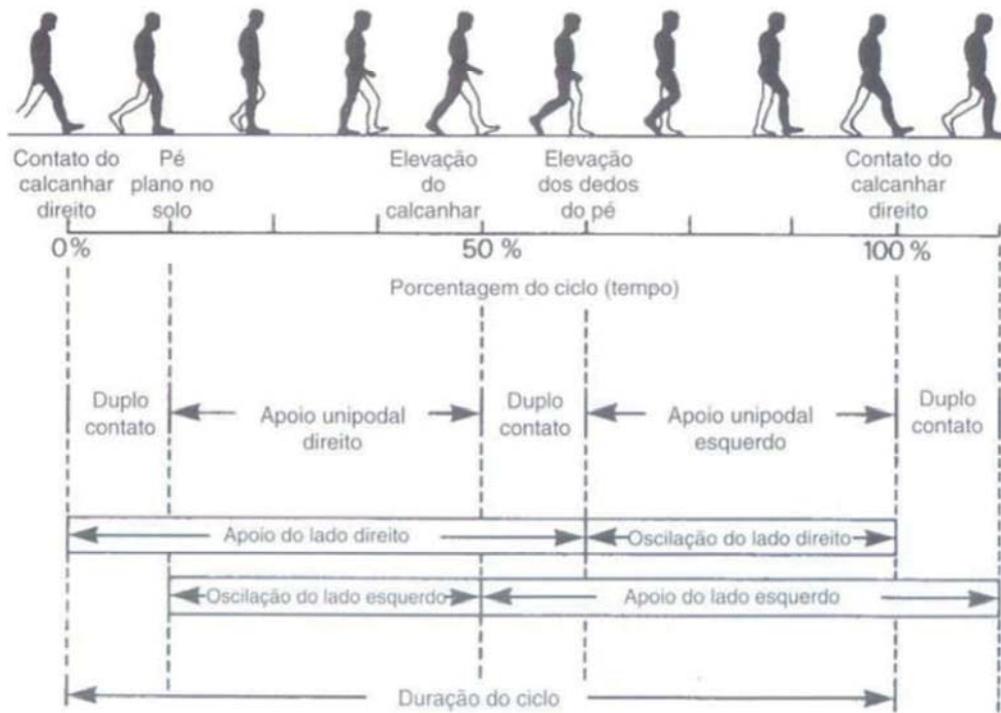


Figura 2.12: Divisões do Ciclo de Marcha (VIEL, 2001).

Como nos diz (WHITTLE, 2007), durante o ciclo da marcha pode-se identificar sete eventos que acontecem no momento em que acontece o toque do calcanhar com o solo até a próxima vez em que isso acontece. Por seu lado, os eventos dividem a marcha em períodos repartidos em 4 na fase de apoio e 3 na fase de balanço, conforme ilustrado na figura 2.13. Cada evento tem uma porcentagem de tempo em que ocorre, sendo valores dinâmicos em função das variáveis tempo-espaciais, cinemáticas e cinéticas.

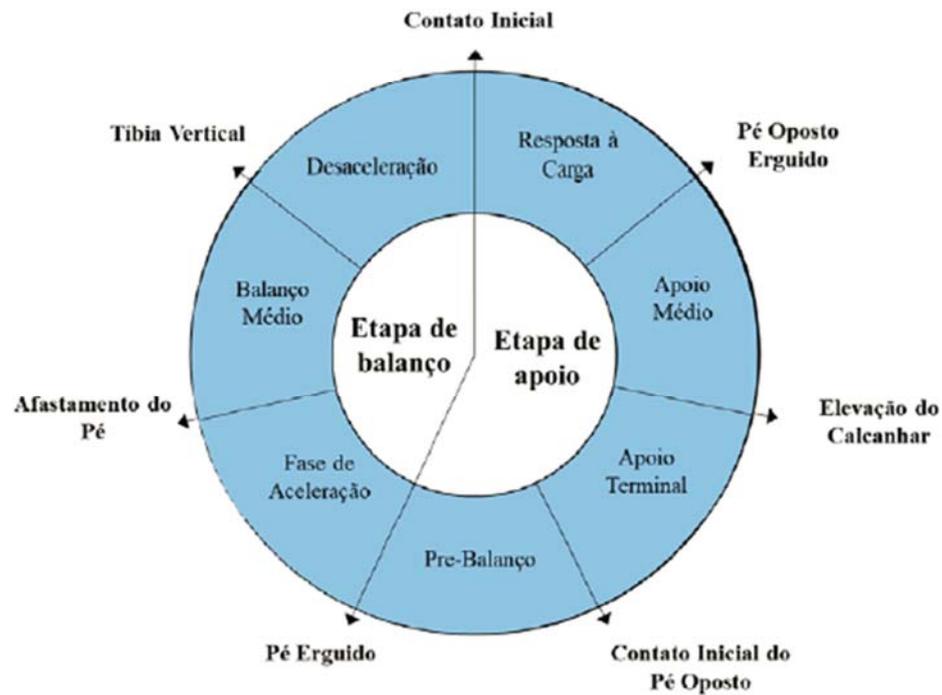


Figura 2.13: eventos e períodos de ciclo de marcha (WHITTLE, 2007).

2.2.3.1 Período de Apoio

No período de apoio segundo (WHITTLE, 2007), os mesmos inferiores se alternam entre o apoio simples e duplo. No simples temos a configuração de apenas um pé em contato com o chão enquanto o centro de massa ultrapassa o ponto de apoio, quando tal ultrapassagem entra em momento agudo, sem condições de oferecer suporte, a perna que estava em balanço toca o chão, ocorrendo o apoio duplo onde por sua vez acontece a transferência do peso da perna que sustentava o centro de massa para a perna que passou a tocar o chão.

Os movimentos do tornozelo e pé são protuberantes nesse período, tendo funções como a de se adaptar aos declives do terreno e quebrando contato com o chão. Será possível verificar o tráfego do centro de massa através da superfície da sola do pé em contato com o chão no próximo capítulo, onde para análise foi utilizado placas de medição de pressão no ensaio da marcha. Essa trajetória do vetor de reação pode ser observada na figura 2.14.

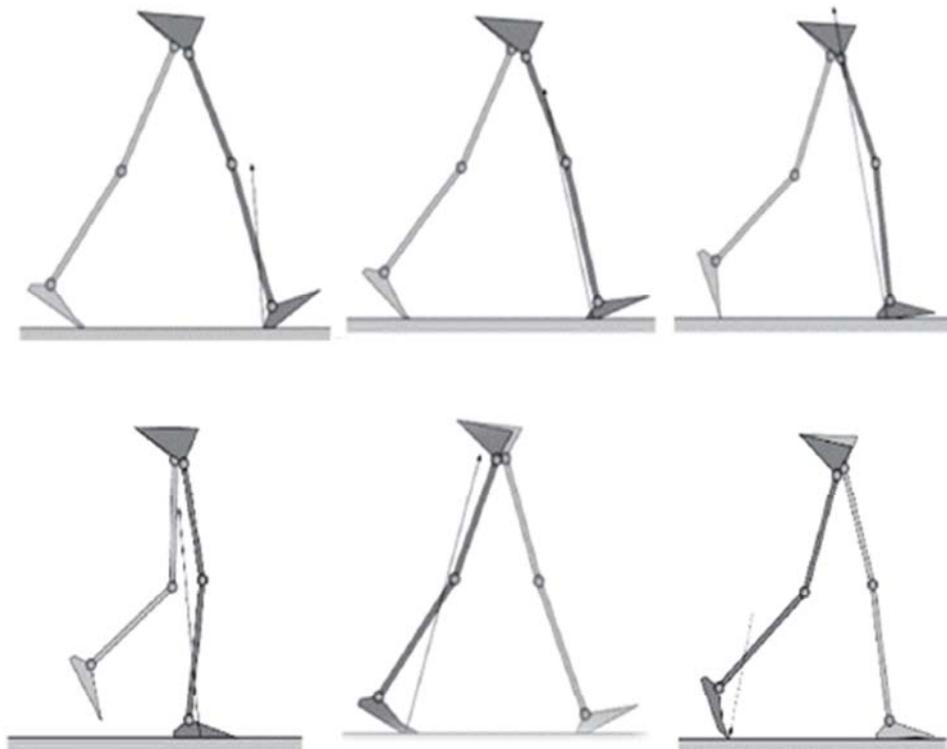


Figura 2.14: Vetor de Reação na fase de apoio da marcha (WHITTLE, 2007).

2.2.3.2 Período de balanço

O período de balanço ocorre em alternância ao período de apoio unilateral, iniciando a partir da quebra de contato do pé com o chão e finalizando na retomada desse, ele realiza a função de avançar o membro inferior no espaço sem colidir com chão (tropeço) posicionando o pé numa distância adequada para que a transferência de peso se dê dentro da área de estabilidade (VAUGHAN, DAVIS e CONNOR, 1992).

2.2.3.2 Modelagem da Marcha

Como já referido anteriormente, a marcha humana resulta de uma complexa interação de forças musculares, movimentos articulares e comandos motores. Muitas das variáveis internas contribuintes da marcha têm sido medidas e quantificadas durante o último século. Este conjunto de dados requer uma interpretação e organização dos princípios fundamentais que elucidam os mecanismos da marcha. Durante várias décadas duas teorias dominaram o estudo da marcha: a analogia ao pêndulo simples invertido e o pêndulo duplo.

Como bem nos assegura (VIEL, 2001) durante o processo do apoio simples, tal mecanismo formado pelos membros pode ser modelado como um pêndulo simples invertido, conforme ilustrado na figura 2.15. Neste momento, do contato inicial do calcanhar até o apoio médio, armazena energia cinética, sendo transformada em energia potencial gravitacional com o aumento na altura do centro de massa.

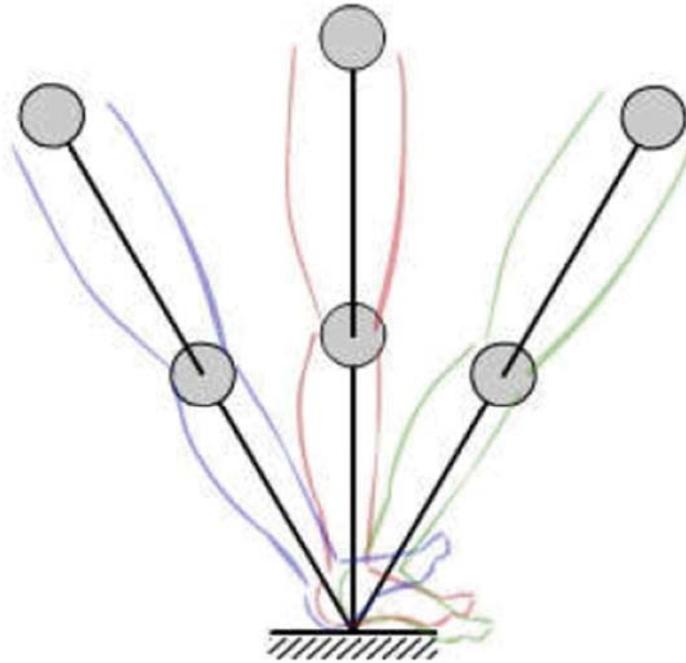


Figura 2.15: Fase de apoio representada como pêndulo simples invertido (KUTEKEN, 2017).

A fase de balanço (Fig. 2.8) ocorre quando a perna observada se flexiona, rompendo o contato com o solo, e se move na direção do movimento do corpo para realizar o suporte de peso na próxima fase de apoio. Durante a fase de balanço, pode-se modelar o mecanismo formado pelos membros inferiores como um pêndulo duplo (VIEL, 2001), com restrição apenas para ângulos negativos no joelho (KUTEKEN, 2017). A imagem 2.16 ilustra o pêndulo duplo.

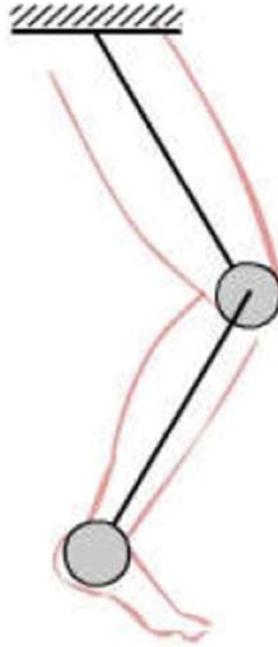


Figura 2.16: Fase de balanço representada como pêndulo duplo (KUTEKEN, 2017).

Nos moldes literários existe a disposição de ângulos comuns nas juntas dos membros inferiores durante a execução da marcha. Tais valores são obtidos através de estudos realizados por aparelhos de biomecânica.

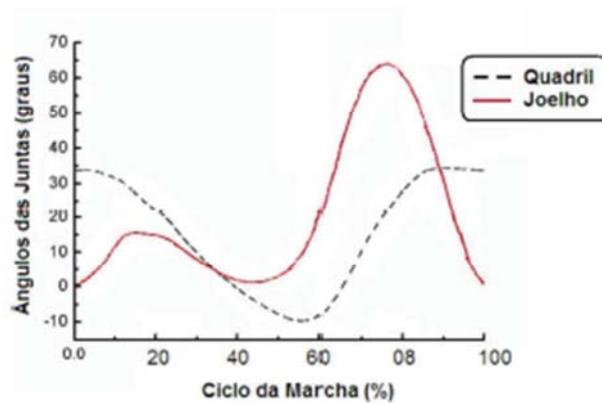


Figura 2.17: Ângulos das juntas dos membros versus a porcentagem do ciclo da marcha.

2.2.4 Robótica Bípede

Há tempos a robótica vem trabalhando no conceito de desenvolvimento de um robô antropomórfico. A pesquisa na área robótica atualmente não mais oferece apenas meios para a engenharia reproduzir sistemas biomiméticos como também oferece a área de biológicas um meio para investigação de hipóteses referentes ao controle motor (IJSPEERT 2008).

Apenas os membros inferiores, que são responsáveis pela sustentação do corpo e pela execução da marcha, serão considerados para a construção do robô. Assim, o robô será composto por uma pélvis (também denominada bacia), coxas, pernas e pés.

Como o robô deverá ser capaz de reproduzir uma marcha humana real, as dimensões relativas entre seus membros deverão ser proporcionais aquelas normalmente encontradas no corpo humano. Um estudo sobre o corpo humano apresentado por Winter, (1991), será utilizado para determinar o comprimento desses membros. Uma vez que esses membros dependem do sexo, da idade da origem racial da pessoa, vamos nos basear em um padrão de marcha regional, conhecido em laboratório.

O aparelho locomotor humano possui um elevado número de graus de liberdade. Tentar reproduzir todos eles no protótipo, torna-se uma tarefa praticamente inviável. Assim sendo, apenas as mais importantes serão consideradas. Foi realizado um estudo sobre as articulações mais importantes, justamente para definir quais os graus de liberdade fundamentais. Um vez definido os graus de liberdade e os movimentos que cada articulação do robô deverá exercer, o próximo passo consiste na seleção dos mecanismos responsáveis pelos movimentos articulares do robô bípede.

APÊNDICE A - TÍTULO

Elemento opcional. Colocado após o glossário e constituído de **informações elaboradas pelo autor do trabalho**, não incluídas no texto. Os apêndices são identificados por letras maiúsculas consecutivas, travessão e pelos respectivos títulos.

ANEXO A - TÍTULO

Elemento opcional. Colocado após os apêndices e constituído **de informações não elaboradas pelo autor do trabalho**, que serve de fundamentação, comprovação e ilustração. Os anexos são identificados por letras maiúsculas consecutivas, travessão e pelos respectivos títulos.