



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA**

EDNALDO MEDEIROS ARAGÃO JUNIOR

**ANÁLISE DO SINAL DE ELETROMIOGRAFIA EM AMPUTADOS
TRANSFEMURAIS PARA APLICAÇÃO EM PRÓTESE COM JOELHO
ELETRÔNICO**

Recife

2018

EDNALDO MEDEIROS ARAGÃO JUNIOR

**ANÁLISE DO SINAL DE ELETROMIOGRAFIA EM AMPUTADOS
TRANSFEMURAIS PARA APLICAÇÃO EM PRÓTESE COM JOELHO
ELETRÔNICO**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, da Universidade Federal de Pernambuco, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Área de concentração: Bioengenharia

Orientador: Prof. Dr. Marco Aurélio Benedetti Rodrigues.

Recife

2018

Catálogo na fonte
Bibliotecária Margareth Malta, CRB-4 / 1198

A659e Aragão Júnior, Ednaldo Medeiros.
Análise do sinal de eletromiografia em amputados transfemorais para aplicação em prótese com joelho eletrônico / Ednaldo Medeiros Aragão Júnior. – 2018.
73 folhas, il., gráfs., tabs.

Orientador: Prof. Dr. Marco Aurélio Benedetti Rodrigues.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG.
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, 2018.
Inclui Referências e Anexo.

1. Engenharia Biomédica. 2. Membro artificial. 3. Fisioterapia. 4. Marcha. I. Rodrigues, Marco Aurélio Benedetti. (Orientador). II. Título.

UFPE

610.28 CDD (22. ed.)

BCTG/2019-207

EDNALDO MEDEIROS ARAGÃO JÚNIOR

**ANÁLISE DO SINAL DE ELETROMIOGRAFIA EM AMPUTADOS
TRANSFEMURAIS PARA APLICAÇÃO EM PRÓTESE COM JOELHO
ELETRÔNICO**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, da Universidade Federal de Pernambuco, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Aprovado em: 15 de junho de 2018.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Marco Aurélio Benedetti Rodrigues (Orientador)
Universidade Federal de Pernambuco

Profa. Dra. Alana Elza Fontes da Gama (Examinadora Interna)
Universidade Federal de Pernambuco

Profa. Dra. Cíntia Rodrigues de Vasconcelos (Examinadora Externa)
Universidade Federal de Pernambuco

Dedico este trabalho a minha
família que sempre me apoiou.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por estar presente em mais esta conquista.

A minha esposa Flávia fiel companheira que prestou apoio irrestrito para realização deste trabalho.

Aos meus pais que são fonte de inspiração pelo exemplo na minha formação como pessoa.

Ao meu filho que teve que renunciar da minha presença pelo meu escasso tempo.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Marco Aurélio Benedetti pela disposição, paciência e confiança. Muito obrigado.

Ao amigo e colega de profissão Dr. Tiago Bessa que disponibilizou a sua clínica e nunca poupou esforços para realização deste trabalho.

Aos voluntários que se disponibilizaram a colaborar em meio a todas as dificuldades.

Aos companheiros do grupo de pesquisa GPEB que direta ou indiretamente colaboraram para realização deste trabalho.

Aos colegas de trabalho que sempre incentivaram para que seguisse em frente.

Aos amigos que ofereceram apoio nos momentos de dificuldade.

Enfim a todos que colaboraram de diversas formas para esta realização.

Para uma tecnologia de sucesso, a realidade deve ter prioridade sobre as relações públicas, pois a Natureza não pode ser enganada.

(Richard Feynman)

RESUMO

O presente estudo analisou o sinal eletromiográfico dos músculos isquiotibiais em amputados transfemorais unilaterais, comparando com os achados do membro contralateral, visando desenvolver o controle de uma prótese de joelho mioelétrica. Esta pesquisa consiste em um estudo de campo, analítico do tipo transversal quantitativo. A amostra foi composta de cinco indivíduos, sendo três do sexo feminino (60%), com idade entre 25 a 63 anos, todos amputados transfemorais unilaterais. Para a captura do sinal de EMG foi adaptado uma placa de aquisição, específica para esta finalidade. Esta placa foi redimensionada com componentes de SMD e tecnologia de comunicação sem fio (conexão *Bluetooth*) para que possa oferecer liberdade de movimentos durante a marcha do paciente. Os dados capturados foram processados por um *software* específico chamado *Reability*, que permitiu a geração de gráficos representativos e a realização do tratamento estatístico no programa Bioestat 5.3 do Instituto Mamirauá. A média das amplitudes dos sinais de EMG, apresentam maior valor absoluto no sinal nos músculos isquiotibiais do membro amputado. Encontramos diferença estatística significativa e 4 dos 5 voluntários (80% da amostra $p < 0,05$). Tanto na análise qualitativa do gráfico, como no estudo estatístico, o sinal de EMG do membro residual foi superior ao do membro sadio na maioria dos indivíduos da amostra pesquisada. Todos os participantes da amostra apresentaram o registro do sinal de ativação dos músculos isquiotibiais antes do contato inicial da prótese no solo, que pode ser utilizado para travamento do joelho eletrônico na transição do final da fase de balanço para o início fase de apoio.

Palavras-chave: Membro artificial. Fisioterapia. Marcha.

ABSTRACT

The present study analyzed the electromyographic signal of the hamstring muscles in unilateral transfemoral amputees, comparing with the findings of the contralateral limb, in order to develop the control of myoelectric knee prosthesis. This research consists of a field study, analytical of the quantitative cross-sectional type. The sample consisted of five individuals, three female (60%), aged 25-63 years, all unilateral transfemoral amputees. To capture the EMG signal, a specific acquisition plate was adapted for this purpose. This card has been resized with SMD components and wireless communication technology (Bluetooth connection) so that it can offer freedom of movement while walking the patient. The captured data were processed by a specific software called Reability, which allowed the generation of representative graphs and the accomplishment of statistical treatment in the Mamestauá Institute's Bioestat 5.3 program. The mean amplitudes of the EMG signals present a higher absolute value in the signal in the hamstring muscles of the amputated limb. We found significant statistical difference and 4 of the 5 volunteers (80% of the sample $p < 0.05$). Both in the qualitative analysis of the graph and in the statistical study, the EMG signal of the residual limb was superior to that of the healthy limb in most individuals of the sample surveyed. All of the participants in the sample had a sign of activation of the hamstring muscles before the initial contact of the prosthesis in the ground, which can be used for electronic knee locking in the transition from the end of the balance phase to the beginning of the support phase.

Keywords: Artificial limb. Physiotherapy. Gait.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Ossos do Joelho	15
Figura 2 - Espaço intra-articular	17
Figura 3 - Superfície articular do Joelho.....	18
Figura 4 - Ligamentos do joelho (vista anterior)	19
Figura 5 - Ligamentos do joelho (vista posterior)	20
Figura 6- Músculos anteriores da coxa	22
Figura 7 - Grupo muscular ísquios tibiais	22
Figura 8 - Planos e eixos de movimento	23
Figura 9 - Planos e eixos do joelho	24
Figura 10 - Eixos de movimento do Joelho	25
Figura 11 - Influência dos movimentos do quadril e tornozelo na flexão do joelho. ..	26
Figura 12 - Movimento de rotação do joelho	28
Figura 13 - Movimentos Artrocinemáticos do joelho.....	29
Figura 14 - Sinal de Eletromiografia	31
Figura 15 - Sinal de EMG retificado em forma envoltória.....	32
Figura 16 - Fases e subfases da marcha	34
Figura 17 - Músculos ativados de acordo com as fases da marcha.....	35
Figura 18 - Atividade elétrica dos músculos do membro inferior durante a marcha. .	37
Figura 19 - Níveis de amputação.	40
Figura 20 - Níveis de secção cirúrgica da amputação transfemural.....	41
Figura 21 - Componentes de uma prótese transfemural.	42
Figura 22 - Comparação entre o encaixe subisquiático e o encaixe CAT-CAM.....	44
Figura 23 - Sistema de vácuo para prótese	45
Figura 24 - Joelhos mecânicos.....	46
Figura 25 - Modelos de joelhos eletrônicos.....	47
Figura 26 - Esquema do atuador magnético-reológico.....	48
Figura 27 - Tipos de Pés protéticos.....	49
Figura 28 - Placas de aquisição dos sinais de EMG	53
Figura 29 - Voluntário com o dispositivo conectado ao notebook	54
Figura 30 - Localização dos eletrodos para captura nos músculos isquiotibiais.	55
Figura 31 - Posição dos eletrodos nos músculos isquiotibiais do voluntário.	56

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Envoltória do sinal de EMG dos isquiotibiais do voluntário 1.....	60
Gráfico 2 - Envoltória do sinal de EMG dos isquiotibiais do voluntário 2.....	61
Gráfico 3 - Envoltória do sinal de EMG dos isquiotibiais do voluntário 3.....	62
Gráfico 4 - Envoltória do sinal de EMG dos isquiotibiais do voluntário 4.....	63
Gráfico 5 - Envoltória do sinal de EMG dos isquiotibiais do voluntário 5.....	64

LISTA DE TABELA

Tabela 1- Inserções e ações dos músculos do joelho.....	21
Tabela 2 - Frequência de procedimentos de amputação no SUS por causa.	39
Tabela 3 - Informações técnicas do <i>Bluetooth</i> HC-05	54
Tabela 4 - Perfil dos voluntários do estudo	58
Tabela 5 - Média \pm desvio padrão com e sem prótese dos isquiotibiais.	58

LISTA DE ABREVIATURAS

ADM	Amplitude de movimento
AI	Apoio Intermediário
BF	Balanço final
CAT-CAM	<i>Contoured adducted trochanteric controlled alignment method</i>
CI	Contato inicial
CIO	Contato Inicial oposto
EC	Elevação do calcanhar
ED	Elevação dos dedos
EDO	Elevação dos dedos opostos
EMG	Eletromiografia
GPEB	Grupo de pesquisa em Engenharia Biomédica
Hz	Hertz
mA	Miliampére
PA	Pés adjacentes
RMS	<i>Root Mean Square</i>
RX	Raio x
SACH	<i>Solid Ankle Cushioned Heel</i>
SENIAM	<i>Surface Electromyograph for the Non-Invasive Assessment of Muscles</i>
SMD	<i>Surface mount device</i>
SIHSUS	Serviço de informações hospitalares do sistema único de saúde
SUS	Sistema único de saúde
TV	Tíbia vertical
UFPE	Universidade Federal de Pernambuco
V	Volt

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
2	REVISÃO DE LITERATURA	15
2.1	ANATOMIA DO JOELHO HUMANO.....	15
2.2	CINEMÁTICA DO JOELHO.....	23
3	ELETROMIOGRAFIA	30
4	MARCHA HUMANA	33
4.1	CICLOS DA MARCHA.....	33
4.1.1	Atividade muscular na marcha.....	34
5	AMPUTAÇÃO	38
5.1	ETIOLOGIA.....	38
5.2	NÍVEIS DE AMPUTAÇÃO.....	39
5.2.1	Amputação transfemural.....	40
6	PRÓTESES	42
6.1	COMPOSIÇÃO DE UMA PRÓTESE TRANSFEMURAL.....	42
6.1.1	Joelho Protético.....	45
7	OBJETIVOS DA PESQUISA:	50
7.1	OBJETIVO GERAL:	50
7.1.1	Objetivos Específicos:	50
8	METODOLOGIA	51
9	RESULTADOS	58
10	DISCUSSÃO	65
11	CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	67
	REFERÊNCIAS	68
	ANEXO A - FICHA DE AVALIAÇÃO	73

1 INTRODUÇÃO

Entre as pessoas com deficiência na marcha os amputados do membro inferior apresentam as melhores perspectivas de retorno às atividades de vida diária, pois a falta do membro inferior pode ser substituída por uma prótese que permite o deslocamento do seu corpo, porém muitas vezes esses indivíduos têm estas expectativas frustradas por falta de um correto manuseio ou da impossibilidade tecnológica da prótese em vencer as barreiras arquitetônicas impostas no dia a dia, além disso, os sistemas de controle do acionamento dos componentes eletrônicos ou são realizados por sensores instalados no membro artificial, sem a participação do usuário ou necessitam de atenção constante do indivíduo contrariando a natureza de atividade automática da marcha.

No Brasil, onde a política de inclusão e acessibilidade à pessoa com deficiência tem se mostrado ineficaz, as próteses utilizadas necessitam de uma maior capacidade tecnológica para vencer as barreiras arquitetônicas impostas que dificultam a realização das atividades de vida diária dos amputados (DORNELAS, 2010).

Durante a caminhada a fase de balanço representa cerca de 40% do ciclo da marcha humana normal, por o membro não se encontrar apoiado no solo, a fase representa um desafio no desenvolvimento de uma prótese pelo risco de quedas e acidentes.

Este estudo pretende colaborar para o aperfeiçoamento das próteses transfemorais, analisando a amplitude do sinal de EMG no coto da amputação com o objetivo de controlar um joelho eletrônico na prótese através da ativação muscular, aproveitando a ação muscular automática de cada fase da marcha do paciente, tornando a atividade de caminhar prazerosa novamente.

2 REVISÃO DE LITERATURA

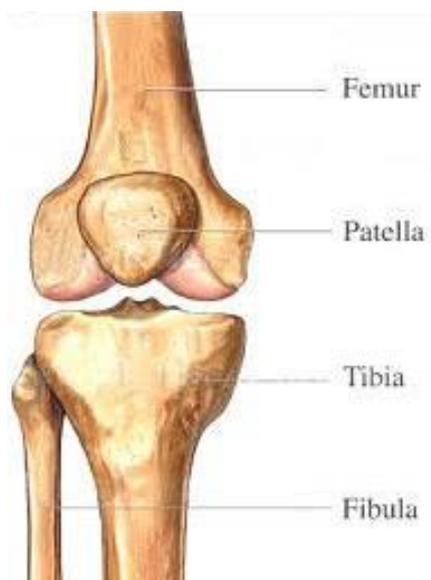
Neste capítulo está exposto de forma genérica os principais conhecimentos para elaboração de um controle eletromiográfico de uma prótese de joelho.

2.1 ANATOMIA DO JOELHO HUMANO

O complexo articular do Joelho é formado por quatro ossos que formam três articulações, ligamentos, dois meniscos, uma cápsula articular, cartilagem articular líquido sinovial e 13 músculos que exercem movimento na articulação.

O joelho é constituído principalmente por ossos longos: Fêmur, Tíbia e Fíbula e um osso curto a patela, (figura 1). (HAMILL; KNUTZEM, 2016)

Figura 1 - Ossos do Joelho



Fonte: Neter (2015).

O Fêmur é o maior e mais volumoso osso do corpo humano, representa aproximadamente um quarto da altura do indivíduo, as suas extremidades onde estão às articulações são denominadas de epífises, sendo a extremidade articulada com quadril chamada de epífise proximal, a do joelho de epífise distal; o Corpo, onde se encontra o canal medular denomina-se de Diáfise, conforme pode ser visto na figura 2 (MOORE, 2014; ROCHA, 2015).

A Tíbia é o segundo maior osso do corpo humano e recebe a inserção da maioria dos músculos que atuam no joelho. Diferentemente do Fêmur a Tíbia apresenta posicionamento vertical com o seu eixo longitudinal perpendicular ao solo, no joelho ocorre o encontro da inclinação da diáfise do fêmur com a perpendicularidade da tíbia formando um ângulo entre os dois ossos denominado de ângulo “Q”. (ROCHA, 2015).

A Fíbula é um osso delgado, localiza-se lateralmente a Tíbia e por isso não suporta descarga de peso do corpo. Tem importante função estabilizadora nos movimentos rotacionais do joelho e recebe a inserção do músculo Bíceps femoral, integrante do grupo muscular ísquios tibiais, responsáveis principais pelo movimento de flexão do joelho (CALAIS-GERMAIN, 2010).

A Patela é um osso curto, situa-se na região anterior do joelho e por receber inserção do músculo quadríceps, motor principal na extensão do joelho, apresenta papel relevante nesse movimento, na distribuição das forças vetoriais aplicadas na articulação (NEUMANN, 2011).

Os meniscos são duas estruturas em forma de “C” ou meia lua interpostas entre o fêmur e a tíbia, constituídos de tecido fibrocartilaginoso, apresentam duas localizações demonstrado na figura 2: medialmente denominado menisco medial e lateralmente chamado de menisco lateral. Funcionam como amortecedores de impacto nos movimentos do joelho quando são submetidos à carga, auxiliam na lubrificação da articulação, permitindo que o líquido sinovial circule através da sua rede fibrosa mesmo mediante pressão da força de gravidade entre as superfícies articulares e aumenta a congruência articular, minimizando as imperfeições entre as superfícies articulares e permitindo melhor junção das peças ósseas. (NEUMANN, 2011).

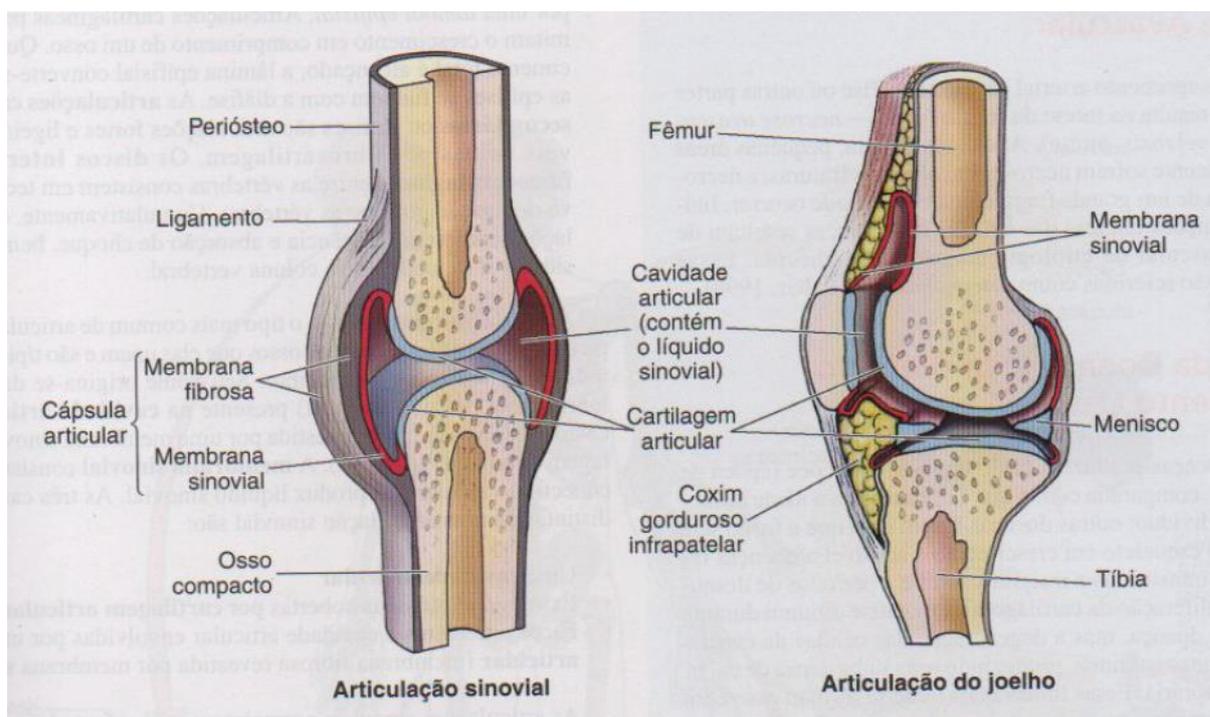
Os ligamentos são formados por tecido conjuntivo, dispostos em forma de fita unindo dois ossos, estão relacionados com a estabilização dos movimentos, limitando deslocamentos anormais das estruturas ósseas. Também funcionam como impute sensorial ao cérebro, através de receptores neurológicos sensíveis ao estiramento e pressão contidos entre suas fibras, informam tanto o posicionamento do segmento no espaço, como velocidade e aceleração dos movimentos (HALL, 2016; HAMILL e KNUDZEN, 2016).

A cápsula articular é definida como um manguito de tecido fibroso que une os ossos e delimita o interior da articulação chamado meio intra-articular do exterior

denominado meio extra-articular conforme figura 6. Além de proteger as estruturas intra-articulares, a cápsula possui receptores neurológicos que se deformam durante os movimentos e informam ao cérebro o arco de movimento (ADM), caracterizado pela trajetória angular do membro no espaço produzido pela articulação (CALAIS-GERMAIN, 2010).

O líquido sinovial quando presente classifica a junta como articulação sinovial, produzido pela membrana sinovial, um tecido diferenciado que forra a cápsula articular internamente. O espaço entre a membrana sinovial e os ossos é denominado de cavidade articular (figura 2) e encontra-se totalmente preenchido pelo líquido sinovial, que apresenta duas funções principais: lubrificar as superfícies articulares facilitando o seu deslizamento durante os movimentos e nutrição da cartilagem articular (NEWMAN, 2011).

Figura 2 - Espaço intra-articular



Fonte: Moore (2014).

A cartilagem articular é formada por uma camada de tecido conjuntivo flexível e resistente, que reveste a superfície articular na epífise dos ossos longos (figura 3), com o objetivo de proteger do desgaste promovido pelo atrito ocorrido na região de contato entre os ossos durante o movimento da articulação. Por ser um tecido sem vascularização, a nutrição da cartilagem articular depende da penetração do líquido

sinovial em seu interior; para que isso ocorra é necessário que o movimento articular aconteça, pois que através da compressão das superfícies articulares o líquido sinovial penetra na cartilagem obedecendo ao gradiente de pressão (NEWMAN, 2011; HALL, 2016; KAPANDJI, 2007).

Figura 3 - Superfície articular do Joelho.



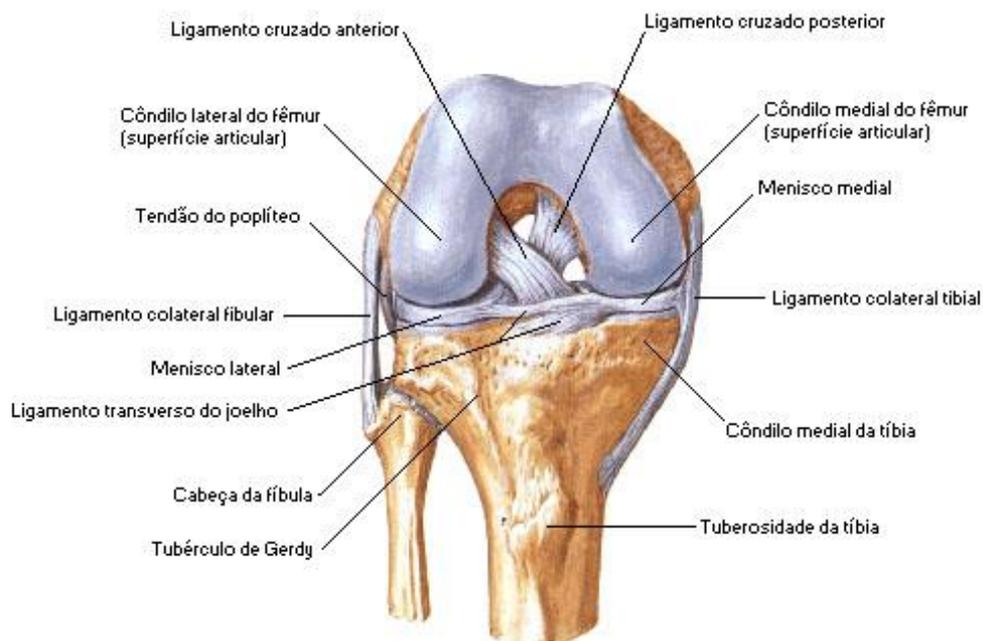
Fonte: Moore (2014).

O joelho é composto de três articulações formando um complexo articular: a articulação fêmorotibial, formada entre o fêmur e a tíbia, fêmoropatelar entre o fêmur e a patela e tíbiofibular proximal entre a tíbia e a fíbula; das quais a fêmorotibial e fêmoropatelar são consideradas articulações sinoviais pela presença do líquido sinovial e a tíbiofibular proximal é classificada como articulação fibrosa pela existência do tecido fibroso interposto entre os ossos (SCHÜNKE; SCHÜLTE; SCHUMACHER, 2007).

A figura 4 demonstra uma vista anterior dos ligamentos do joelho, divididos entre intrínsecos que localizam-se dentro da cavidade articular: Ligamento cruzado anterior, cruzado posterior, transverso do joelho e na figura 5, em uma vista posterior, o ligamento meniscofemural posterior; pode-se observar também os ligamentos colateral fibular e colateral tibial, que são classificados como extrínsecos

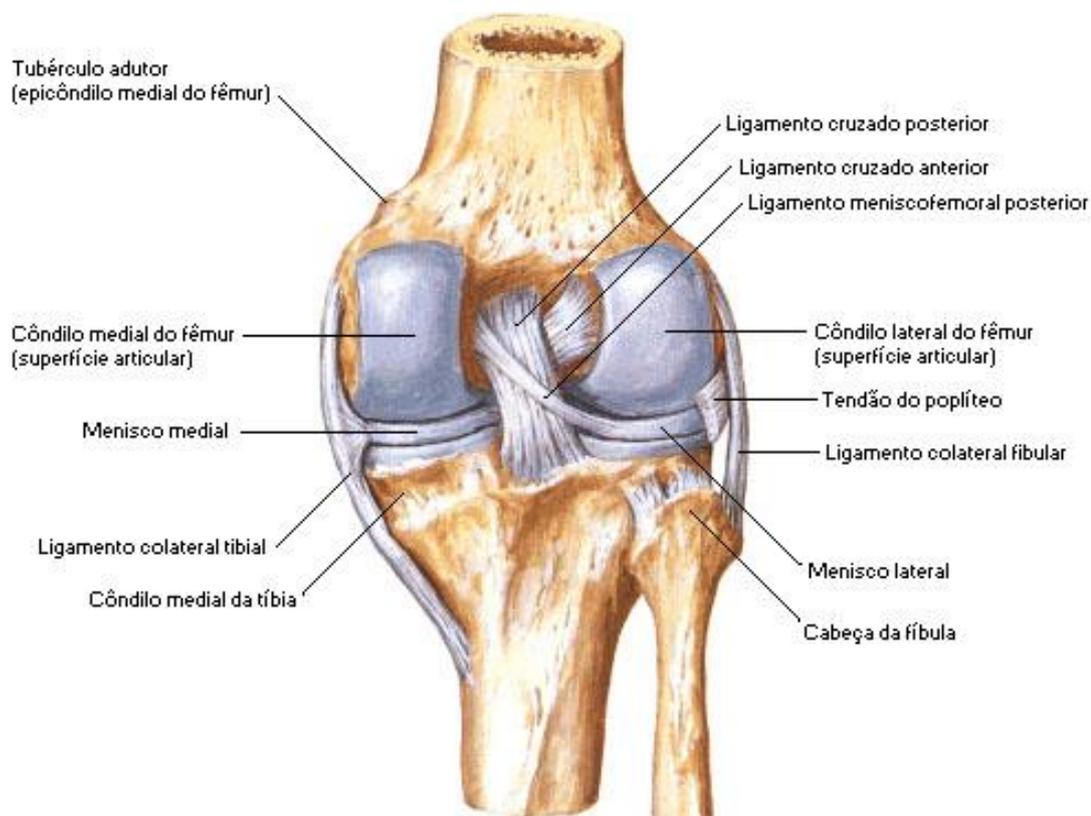
ou seja encontram-se fora da cavidade articular e podem ser visualizados nas figuras 4 e 5.

Figura 4 - Ligamentos do joelho (vista anterior)



Fonte: Neter (2015).

Figura 5 - Ligamentos do joelho (vista posterior)



Fonte: Neter (2015).

Os músculos que atuam no joelho estão representados na tabela 1, com suas inserções proximais e distais. Os músculos: reto femoral, vasto medial, vasto lateral e vasto intermédio apresenta inserção distal única na patela através do tendão patelar, formando o quadríceps, que preenche a região anterior da coxa e tem como ação comum o movimento de extensão do joelho. Na região posterior da coxa os músculos: bíceps femoral, semitendíneo e semimembranoso possuem inserção comum na tuberosidade do osso ísquio e inserção distal na tíbia, com exceção do bíceps femoral, que possui inserção na cabeça da fíbula; constituindo o grupo muscular denominado de isquiotibiais, devido a sua localização. Os isquiotibiais preenchem a porção posterior da coxa e são motores principais do movimento de flexão do joelho. (HALL, 2016; MOORE, 2014; NEWMAN, 2011; KAPANDJI, 2007).

No Joelho os dois maiores grupos musculares: quadríceps, representado pelo reto femoral e os isquiotibiais são bi articulares; ou seja, a inserção proximal cruza a articulação do quadril e portanto atua nos movimentos do quadril e a inserção distal movimentam o joelho. Além disso, os músculos: sartório, grácil, gastrocnêmios e plantar, estão na mesma situação, pois também são classificados como bi

articulares. O fato de a maioria dos músculos do joelho caracterizarem-se como bi articulares explica a capacidade de realizar movimentos complexos, bem como a sua susceptibilidade a lesões. (MOORE, 2014; HAMILL e KNUDZEN, 2016).

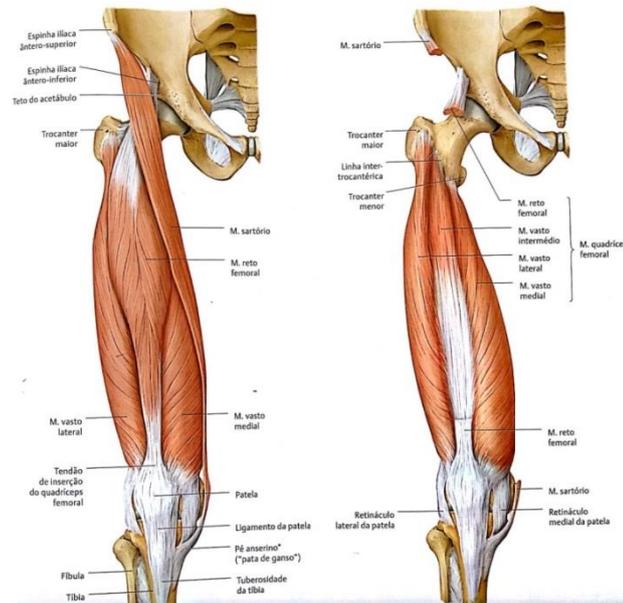
Tabela 1- Inserções e ações dos músculos do joelho

MÚSCULO	INSERÇÃO PROXIMAL	INSERÇÃO DISTAL	AÇÕES AO NÍVEL DO JOELHO
Reto Femural	Espinha ilíaca antero-inferior	Patela	Extensão
Vasto Lateral	Trocanter maior e linha áspera lateral	Patela	Extensão
Vasto Intermédio	Fêmur anterior	Patela	Extensão
Vasto Medial	Linha áspera medial	Patela	Extensão
Semitendíneo	Tuberosidade isquiática medial	Terço proximal da tibia medial	Flexão e rotação medial
Semimembranoso	Tuberosidade isquiática lateral	Terço proximal da tibia medial	Flexão e rotação medial
Bíceps femoral	Tuberosidade isquiática e linha áspera lateral	Côndilo lateral da tibia e cabeça da fíbula	Flexão e rotação medial
Sartório	Espinha ilíaca antero-superior	Terço superior da tibia medial	Flexão e rotação lateral
Grácil	Sínfise púbica	Terço proximal da tibia medial	Flexão
Poplíteo	Côndilo lateral do fêmur	Tibia medial superior	Flexão e rotação medial
Gastrocnêmios	Parte superior dos côndilos do fêmur	Tuberosidade do calcâneo	Flexão
Plantar	Parte posterior do fêmur distal	Tuberosidade do calcâneo	Flexão

Fonte: Modificado de Hall (2016).

Na figura 6 (esquerda) observam-se as quatro porções do músculo quadríceps: vasto medial, vasto lateral, vasto intermédio e reto femural, na mesma figura a direita percebe-se com retirada do músculo sartório a inserção proximal do músculo reto femural que cruza a articulação do quadril e sua inserção distal comum na patela, caracterizando o quadríceps como músculo bi articular.

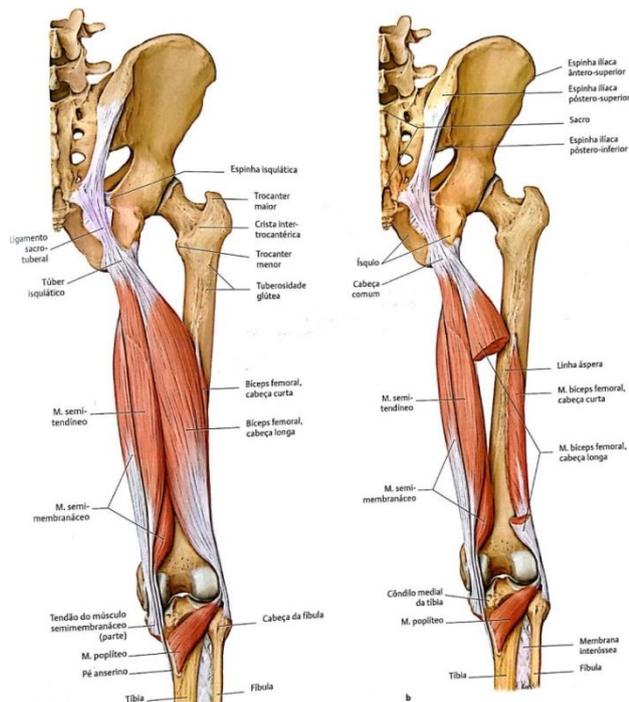
Figura 6- Músculos anteriores da coxa



Fonte: Schünke; Schülte; Schumacher (2007).

Os músculos isquiotibiais estão apresentados na figura 7, onde pode-se observar à esquerda, a inserção proximal dos músculos: semitendíneo, semimembrânico e bíceps femoral no túber do osso ísquio e a direita a inserção distal de todos na tíbia.

Figura 7 - Grupo muscular ísquios tibiais



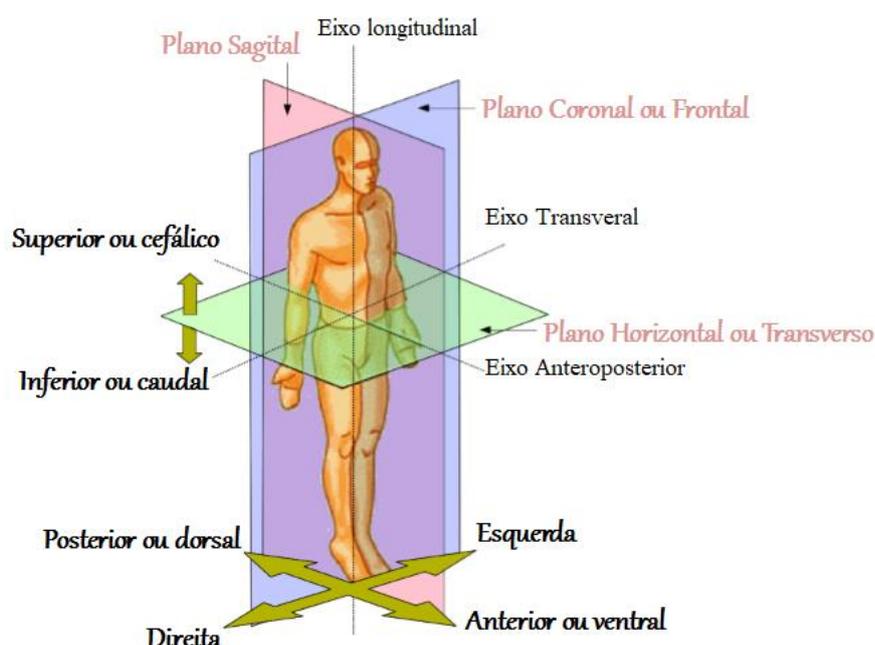
Fonte: Schünke; Schülte; Schumacher (2007).

2.2 CINEMÁTICA DO JOELHO

Para fins de estudo, considera-se que os movimentos do corpo humano acontecem num sistema de planos e eixos anatômicos. Os planos anatômicos são superfícies bidimensionais planas imaginárias posicionadas perpendicularmente entre eles, fazendo uma intersecção no centro de gravidade do corpo; os movimentos sempre acontecem ao redor de um eixo de rotação perpendicular ao plano, que cruza o centro da articulação e permite o deslocamento angular do segmento corporal. Neste sistema, os movimentos do corpo sempre ocorrem paralelos ao plano anatômico e perpendicular ao eixo de movimento (CALAIS-GERMAIN, 2010; MOORE, 2014).

Existem três planos anatômicos: Plano frontal, plano sagital e plano transversal. O plano frontal, também chamado de coronal divide o corpo verticalmente em metade anterior e posterior, com as metades contendo a mesma massa, o plano sagital também denominado como anteroposterior divide o corpo em hemisfério direito e esquerdo com massas iguais e o plano transversal ou horizontal separa o corpo em região superior e inferior também de massas iguais como visto na figura 8 (HALL, 2016; HAMILL e KNUDZEN, 2016).

Figura 8 - Planos e eixos de movimento

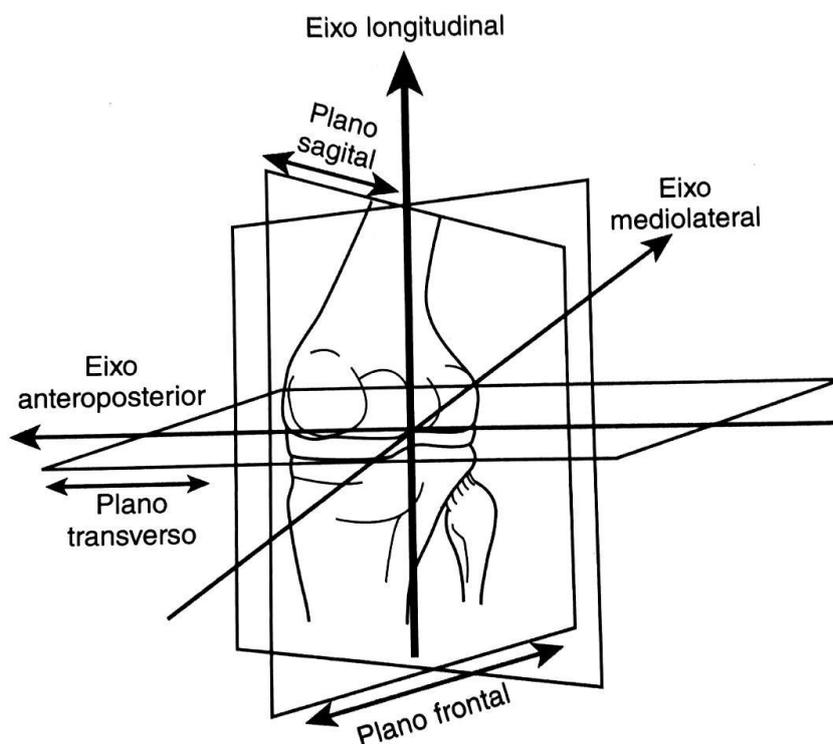


Fonte: Adaptado de Hamill e Knudzen (2016).

Os eixos de movimento são: eixo longitudinal ou sagital iniciando no topo do crânio, descendo ao longo do corpo até a planta do pé e permite movimentos no plano transverso, anteroposterior avança da região anterior para posterior perpendicularmente do plano frontal e eixo transversal ou mediolateral transpassando o corpo de um lado a outro possibilitando os movimentos no plano sagital. Todos os movimentos do corpo humano podem ser estudados através do sistema de planos e eixos anatômicos. O movimento acontece ao redor de um eixo imaginário traçado no centro da articulação e deve ser paralelo ao plano de movimento (ARAGÃO, 2017).

Na Figura 9 está representado o sistema de planos anatômicos e eixos de movimento aplicados por Hamill e Knudzen (2016) na articulação do joelho. Devido as barreiras ósseas os movimentos de maior amplitude do joelho ocorrem no plano sagital ao redor do eixo médio lateral.

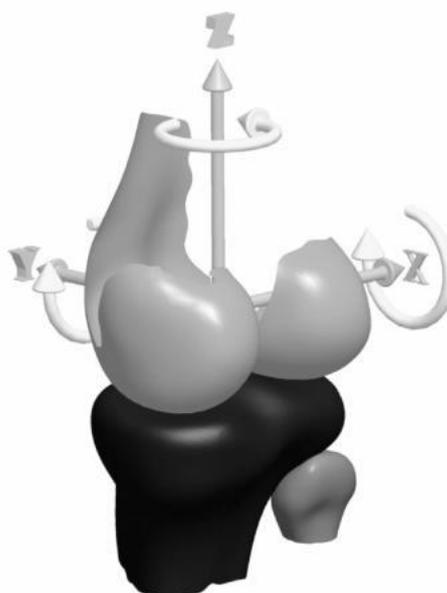
Figura 9 - Planos e eixos do joelho



Fonte: Hamill e Knudzen (2016).

A figura 10 apresenta um modelo biomecânico computacional dos movimentos do joelho desenvolvido por Trilha Junior *et al.*(2009) onde foi realizada a correlação dos eixos de movimentos anatômicos com os eixos cartesianos, com o objetivo de estudar geometricamente os eixos anatômicos em torno dos quais acontecem os movimentos do joelho, onde o eixo longitudinal esta representado em Z, o eixo mediolateral em X e o eixo antero posterior em Y.

Figura 10 - Eixos de movimento do Joelho



Fonte: Trilha Jr. *et al.* (2009).

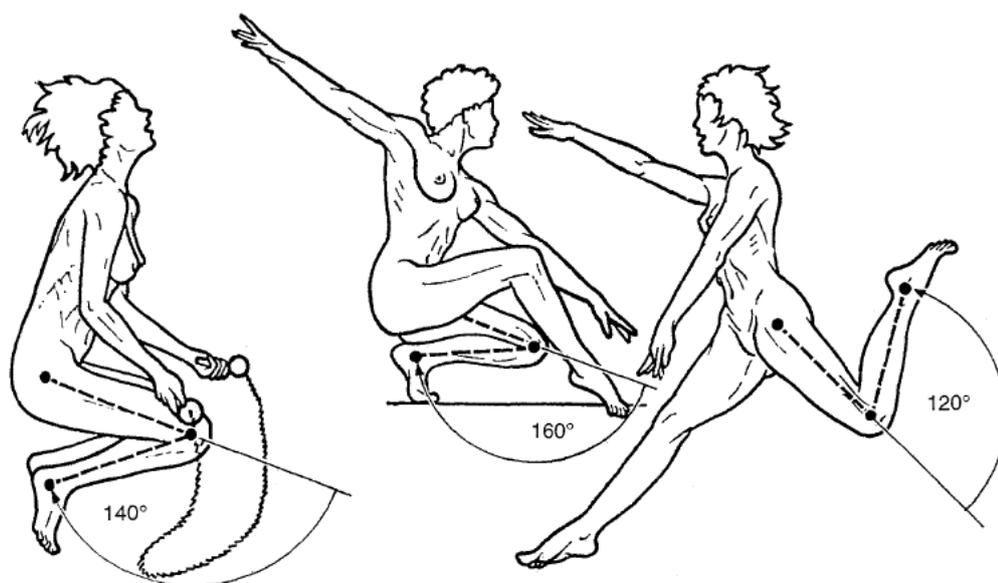
Com base neste modelo demonstra-se que eixo X apresenta maior liberdade para realizar movimentos de sem encontrar barreiras ósseas o eixo Z apresenta maior superfície de atrito e o eixo Y permite movimentos mínimos. Flexão e extensão formam os movimentos principais do joelho e acontecem no plano sagital em torno do eixo x (mediolateral). Os movimentos de rotação interna ou externa acontecem ao redor do eixo longitudinal (eixo Z) e no eixo Y (anteroposterior) ocorrem os movimentos de deslizamento e translação da tíbia sobre o fêmur denominado de movimentos artrocinemáticos ou micro movimentos (TRILHA JUNIOR, 2009).

O movimento de flexão acontece quando a partir da posição anatômica, a face posterior da perna se aproxima da coxa; a extensão é descrita como o retorno do membro a posição anterior. Durante a flexão os músculos isquiotibiais responsáveis por esse movimento ao se contraírem criam uma massa na região

posterior da coxa que limita o movimento, juntamente com a tensão exercida pelo quadríceps que desacelera o movimento prevenindo lesões (KAPANDJI, 2007).

Devido ao grande número de músculos bi articulares, os limites do arco de movimento (ADM) da flexão do joelho estão condicionados a posição das articulações do quadril e tornozelo (figura 11). Quando o quadril encontra-se estendido o músculo reto femoral que cruza o quadril tem sua extremidade tensionada, limitando a ADM da flexão do joelho em 120°; com a flexão do quadril ocorre diminuição na tensão do reto femoral e o ADM do joelho aumenta para 140°, chegando ao máximo de 160°, com ajuda do peso corporal (CALAIS-GERMAIN, 2010).

Figura 11 - Influência dos movimentos do quadril e tornozelo na flexão do joelho.



Fonte: Kapandji (2007).

O movimento de extensão é descrito como retorno da flexão à posição anatômica, realizado pelo quadríceps como motor principal, recebe ação igual de desaceleração dos ísquios tibiais e também é limitado pelos ligamentos, principalmente pelo ligamento cruzado anterior. Na extensão plena com o joelho a 180°, ocorre uma translação da tibia sobre o fêmur possibilitando um travamento da articulação com encaixe das estruturas ósseas para promover a estabilidade da articulação (HALL, 2016).

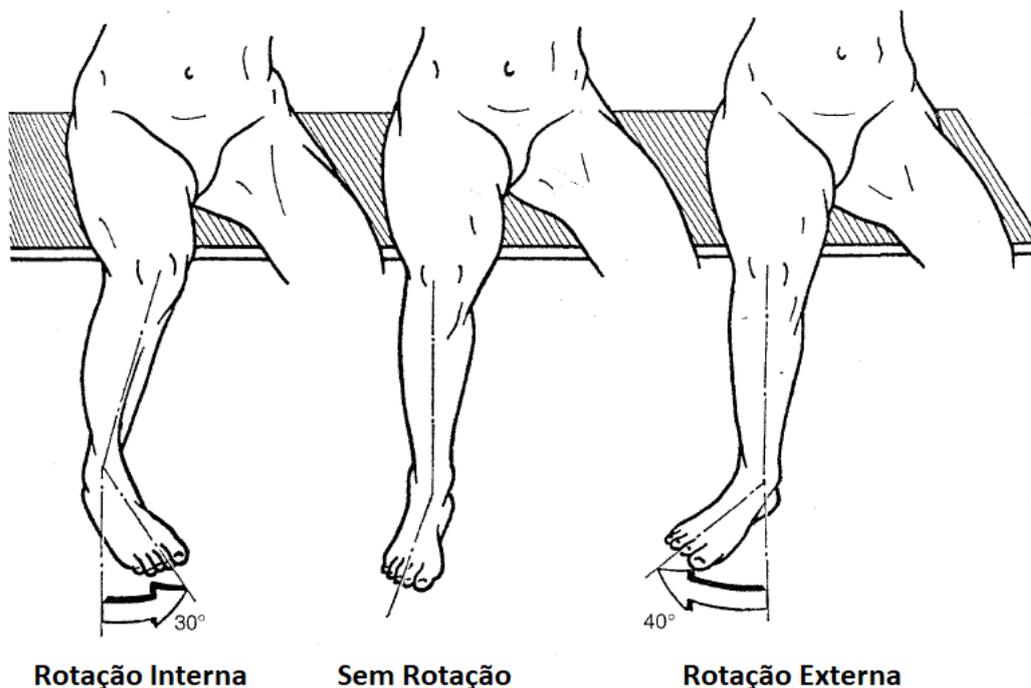
Nos movimentos de rotação o joelho deve estar flexionado, pois quando ele está estendido à tibia e o fêmur estão unidos impossibilitando este movimento. Para alcançar a máxima amplitude o joelho deve estar em 90° e sem sustentação do peso corporal e quando isto ocorre o ponto de referência, a ponta do pé, se dirige ligeiramente para fora, (figura 16) movimento normal devido a flexão do joelho (TRILHA JUNIOR, 2009).

Quando ocorre deslocamento do pé no sentido da linha média do corpo, ou seja, internamente denomina-se este movimento de rotação interna do joelho, e no deslocamento lateral chama-se rotação externa; apesar do deslocamento acontecer no pé o eixo rotacional que originou o movimento localiza-se no joelho (KAPANDJI, 2007).

Na figura 12 encontra-se representado o ADM do movimento da rotação interna de 30° e na rotação externa podemos constatar um ADM mais amplo de 40° facilitado pela posição inicial do pé, que em repouso já se encontra em rotação.

O movimento de rotação quando o joelho esta extensão máxima e inicia a flexão, é realizada pelo músculo poplíteo com o objetivo de destravar a articulação e possibilitar o movimento; com o joelho a 90° o semitendíneo e o semimembranoso são os motores principais do movimento, e a rotação externa é de responsabilidade do bíceps femoral (HALL, 2016; HAMILL e KNUDZEN, 2016; CALAIS-GERMAIN, 2010).

Figura 12 - Movimento de rotação do joelho



Fonte: Kapandji (2007).

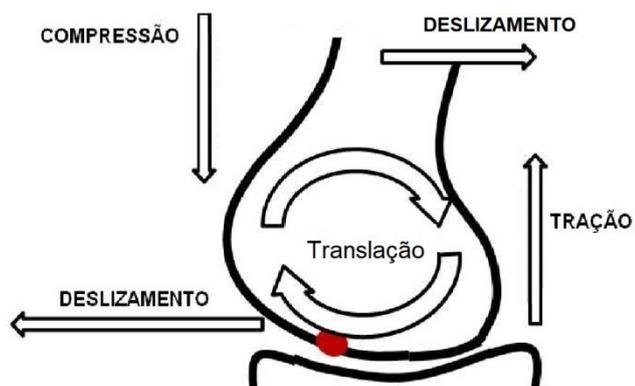
Os movimentos artrocinemáticos ou micro movimentos são deslocamentos intrínsecos das articulações que ocorrem entre as superfícies articulares com o objetivo de facilitar o movimento angular do segmento. Os principais movimentos artrocinemáticos são: compressão, tração, deslizamento e giro ou translação. A compressão ocorre quando uma força longitudinal ao osso atua aproximando as superfícies articulares; o movimento de tração ocorre quando uma força atua na mesma direção com sentido oposto promovendo afastamento. O deslizamento ocorre quando um ponto da superfície articular entra em contato com vários outros pontos da superfície adjacente em deslocamento linear, no movimento de translação ocorre o mesmo contato com uma trajetória circular (Figura 13).

No joelho os movimentos artrocinemáticos em destaque são a translação da tibia sobre fêmur no início da flexão, o deslizamento da tibia sobre o fêmur durante a extensão e a sua tração no movimento de flexão e a compressão da patela durante a flexão do joelho.

Numa prótese para amputados transfemorais o joelho representa o componente mais importante, tanto do ponto vista da liberdade de movimento como do gasto energético com atividade de caminhar. Assim um joelho eletrônico que seja capaz de ser ativado pelo sinal biológico de forma automática captado da

musculatura do individuo, torna-se primordial para transformar a atividade de caminhar prazerosa novamente.

Figura 13 - Movimentos Artrocinemáticos do joelho



Fonte: Modificado de Kapandji (2007).

3 ELETROMIOGRAFIA

A Eletromiografia consiste em uma forma de mensurar o potencial elétrico das membranas excitáveis do corpo humano. O sinal eletromiográfico (EMG) é obtido através da adição dos valores de todos os sinais bioelétricos obtidos em determinada região anatômica em função do tempo (MARCHETTI e DUARTE, 2011).

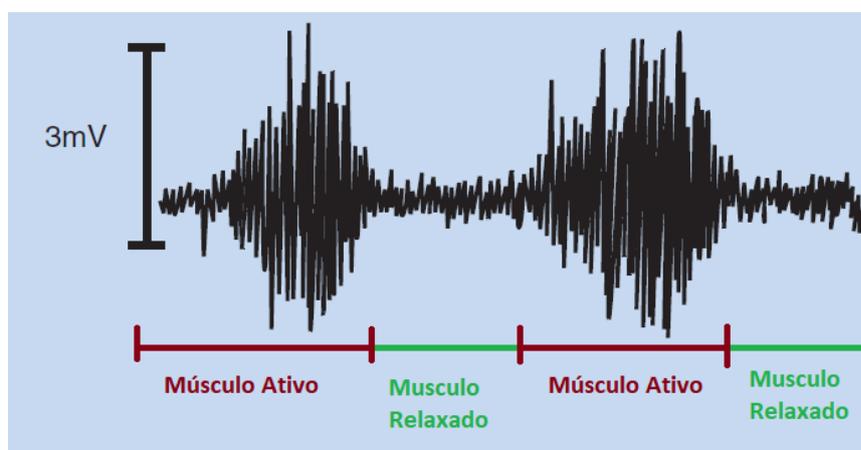
Os sinais bioelétricos são produzidos pela contração muscular que ocorre quando um impulso elétrico oriundo do sistema nervoso entra em contato com a junção neuromuscular propagando o potencial de ação nervoso ao longo das membranas musculares, produzindo excitação nos sarcolemas das fibras musculares (CARDOSO, 2016).

Assim sendo, a atividade elétrica pode ser captada e mensurada tanto quantitativamente quanto qualitativamente, de duas formas, através de eletrodos posicionados na superfície da pele ou de forma invasiva com eletrodos agulha. A forma invasiva é utilizada para diagnóstico de doenças neuromusculares, enquanto que a eletromiografia de superfície pode ser aplicada no estudo da fadiga neuromuscular, sistemas de eletroestimulação para fisioterapia e o acionamento de próteses mio elétricas (NODA; MARCHETTI; JUNIOR, 2005).

O sinal do EMG representa os potenciais de ação produzidos pelas membranas musculares e registra a voltagem produzida no tecido muscular em função do tempo, pode sofrer alterações de acordo com as propriedades anatômicas e fisiológicas do músculo, bem como das características técnicas do equipamento usado na mensuração. Além disso, outros fatores metodológicos durante a coleta de dados, como duração da contração muscular e posicionamento dos eletrodos podem ocasionar uma variação do sinal ao longo do tempo (MORAES, 2010).

Quanto maior a quantidade de unidades motoras recrutadas em uma contração muscular maior a amplitude do sinal capturado pelo equipamento em uma unidade de tempo (ANDRADE, 2007).

Figura 14 - Sinal de Eletromiografia



Fonte: Moraes (2018).

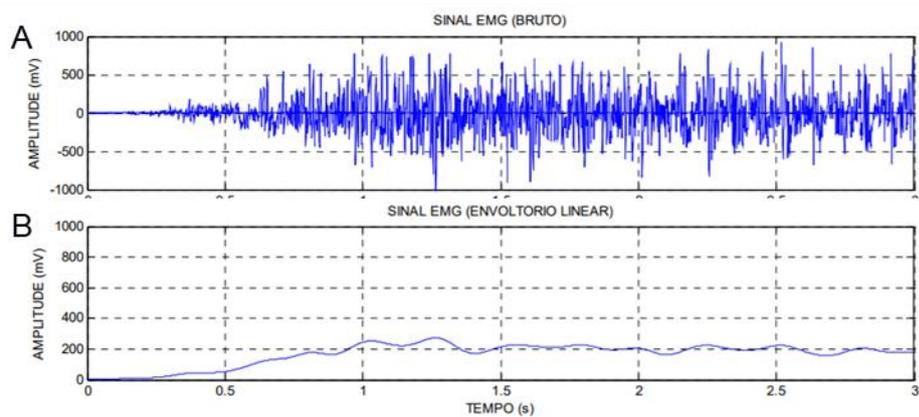
Para uma metodologia assertiva deve ser utilizada, no cálculo dos valores produzidos pelo equipamento utilizando a raiz quadrática média (Root Mean Square – RMS) e cálculos de envoltórias de sinal, visando minimizar a variação causada por ruídos, na tentativa de produzir uma onda estacionária ao longo do tempo (DE SÁ FERREIRA; GUIMARÃES; SILVA, 2010).

O sinal de EMG deve ser retificado para sua forma envoltória, visando um melhor reconhecimento do movimento dentro do sinal para o futuro desenvolvimento do controle do joelho eletrônico. O programa-se o software para o processamento específico do cálculo da envoltória representado na figura 15, onde o sinal bruto do EMG é percorrido por um filtro de média móvel ponto a ponto, suprimindo a flutuação do sinal, mas mantendo sua magnitude. Sendo possível identificar a amplitude da contração muscular no domínio do tempo (CAVALCANTE, 2015).

Os eletrodos superficiais necessitam estar aderidos a pele, para melhor interface pele-eletrodo e possuir uma superfície de detecção que capta a atividade elétrica na região de contato. São frequentemente formados de um composto de cloreto de prata e sais de prata (MARCHETTI e DARTE, 2011).

Para minimizar a interferência da impedância natural da pele durante a aquisição do sinal de EMG, algumas medidas são recomendadas como: tricotomia dos pelos, limpeza com solução de álcool etílico hidratado a 70% para diminuição da oleosidade e leve abrasão para retirada de células mortas (MORAES, 2010).

Figura 15 - Sinal de EMG retificado em forma envoltória



Fonte: Marchetti e Duarte (2006).

4 MARCHA HUMANA

A marcha humana compreende uma série de movimentos corporais que segue um padrão individualizado e cíclico que se reproduz continuamente enquanto permanecer o passo. A definição pressupõe que o movimento será reproduzido de forma cíclica ao longo do tempo, sendo possível prever o próximo movimento baseado no anterior. Andar é um movimento intuitivo e automatizado, bastando apenas o indivíduo desequilibrar-se para frente e uma série de movimentos são iniciados de maneira cíclica de acordo com características individuais de cada um (DOMINGUES, 2016).

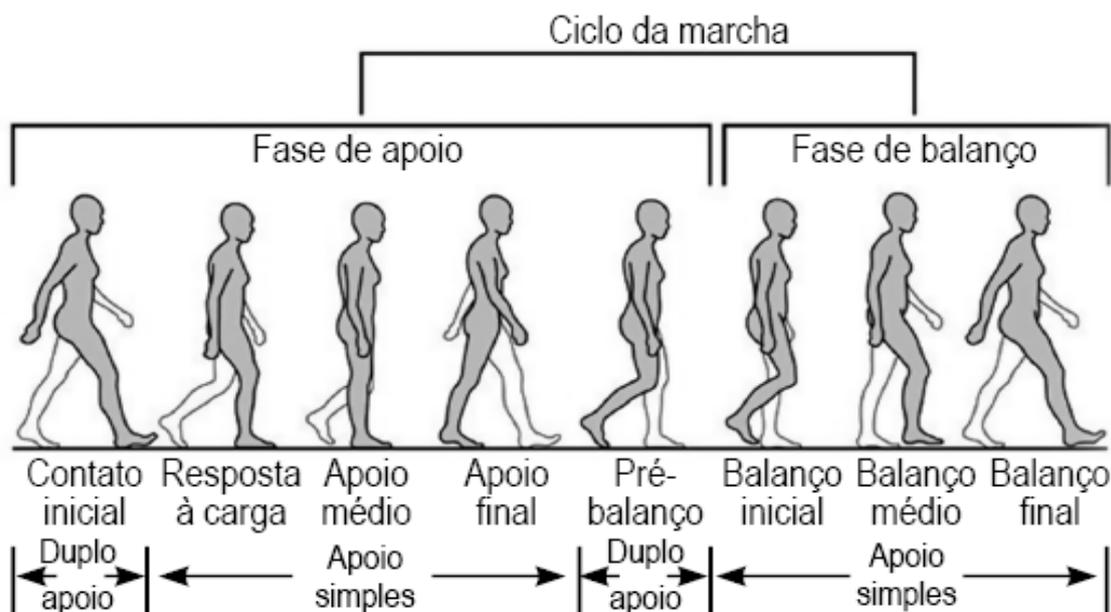
4.1 CICLOS DA MARCHA

A marcha é considerada normal, quando o indivíduo consegue produzir uma sequência de movimentos sincronizados do membro inferior, que desloca corpo para frente mantendo a postura estável, respeitando o ciclo da marcha, com suas fases completas, concluindo o movimento de forma a obedecer aos parâmetros descritos na literatura. Apesar das características pessoais contribuir para desenvolver uma forma de locomoção única para cada pessoa, existem parâmetros que são universais para determinar a marcha normal (MORAES, 2018).

Para o estudo científico da marcha tenta-se determinar os fundamentos para traçar um padrão da marcha humana normal, dividindo-se a marcha em duas grandes fases: fase de apoio e fase de balanço e posteriormente cada fase é subdividida em eventos precisos, denominados de subfases, conforme visto na figura 20 (ARAGÃO, 2017).

A fase de apoio corresponde a 60% do ciclo da marcha compreende o momento em que o pé está em contato com o solo e fase de balanço equivale aos 40% restantes do ciclo da marcha onde o membro estudado está livre de carga.

Figura 16 - Fases e subfases da marcha



Fonte: Aragão (2017).

As subfases da marcha podem ser observadas na figura 16: o contato inicial marca a primeira subfase do apoio, acontece quando o calcanhar toca o solo; em seguida com o contato total do pé temos a subfase seguinte denominada de resposta à carga, com o início da fase de balanço no membro contralateral; a carga é recebida de forma unilateral caracterizando o apoio médio e por fim com novamente o apoio dos dois pés acontece chamada de apoio final; com a transferência da carga do corpo para o membro oposto ocorre o pré-balanço; a última subfase do apoio fase, crucial da marcha onde ocorre a transição da fase de apoio para a fase de balanço. Concluído a transferência do peso corporal começa o balanço inicial com a retirada do pé do solo, passando em seguida para o balanço médio onde o pé avança a frente do corpo e realiza o balanço final finalizando o ciclo da marcha (ANDRADE, 2007).

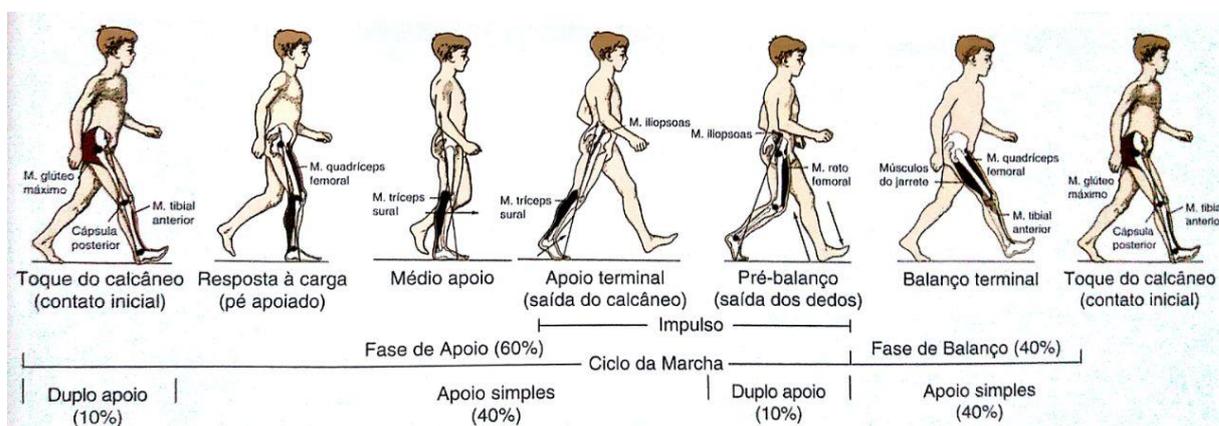
4.1.1 Atividade muscular na marcha

A marcha é caracterizada por um modelo constante de ativação dos músculos voluntários, visando deslocar o indivíduo em alguma direção enquanto preserva estável o equilíbrio do restante do corpo. Todos os grupos musculares do corpo, em

maior ou menor escala, atuam para perfazer esses dois objetivos simultaneamente movimento direcional e equilíbrio, em especial os grupos musculares localizados no membro inferior (DOMINGUES, 2016).

Os músculos com maior ativação de acordo com cada fase da marcha estão representados na figura 17. Analisando os músculos da coxa, nota-se que na fase de pré-balanço o músculo reto femoral fornece o impulso que desencadeia a fase de balanço com a saída dos dedos do solo, no balanço terminal percebe-se uma maior ação do quadríceps em bloco e a ativação dos músculos isquiotibiais pouco antes do calcanhar tocar o solo fechando ciclo da marcha.

Figura 17 - Músculos ativados de acordo com as fases da marcha



Fonte: Moore (2014).

Pode-se analisar atividade muscular durante a marcha através da eletromiografia dinâmica, este método fornece o sinal elétrico biológico do músculo através da maior quantidade de unidades motoras capturadas pelo equipamento durante as subfases da marcha. O indivíduo realiza o movimento e são registrados apenas os músculos que apresentaram a maior quantidade de unidades motoras ativadas e conseqüentemente o maior pico do sinal biológico (CRUZ, 2017).

Analisando a atividade elétrica dos principais músculos do membro inferior durante a marcha de um indivíduo normal, observa-se que o início do ciclo ocorre quando o calcanhar toca o solo, com contato Inicial (CI) ocorre uma diminuição na ação do isquiotibial através de uma contração excêntrica e início da ativação do glúteo máximo, quadríceps e tibial anterior, mediante contração concêntrica, como resposta a carga imposta (ANDRADE, 2007).

À medida que o tronco desloca-se para frente ocorre elevação dos dedos opostos (EDO) junto com pico de ativação do quadríceps iniciando o apoio intermediário onde o pé toca completamente o solo (ARAGÃO, 2017).

Durante o apoio médio ocorre a ativação do tríceps sural que se mantém ativado até o pré-balanço (MOORE, 2014).

Com a elevação do calcanhar (EC) inicia a subfase do apoio final que termina com o contato inicial oposto (CIO), marcando o início da fase de pré-balanço.

No pré-balanço ocorre uma divisão do peso corporal entre os dedos do membro inferior e o calcanhar do membro contra lateral, nesta fase temos uma ação principal do quadríceps na sua porção do reto femural (ANDRADE, 2007).

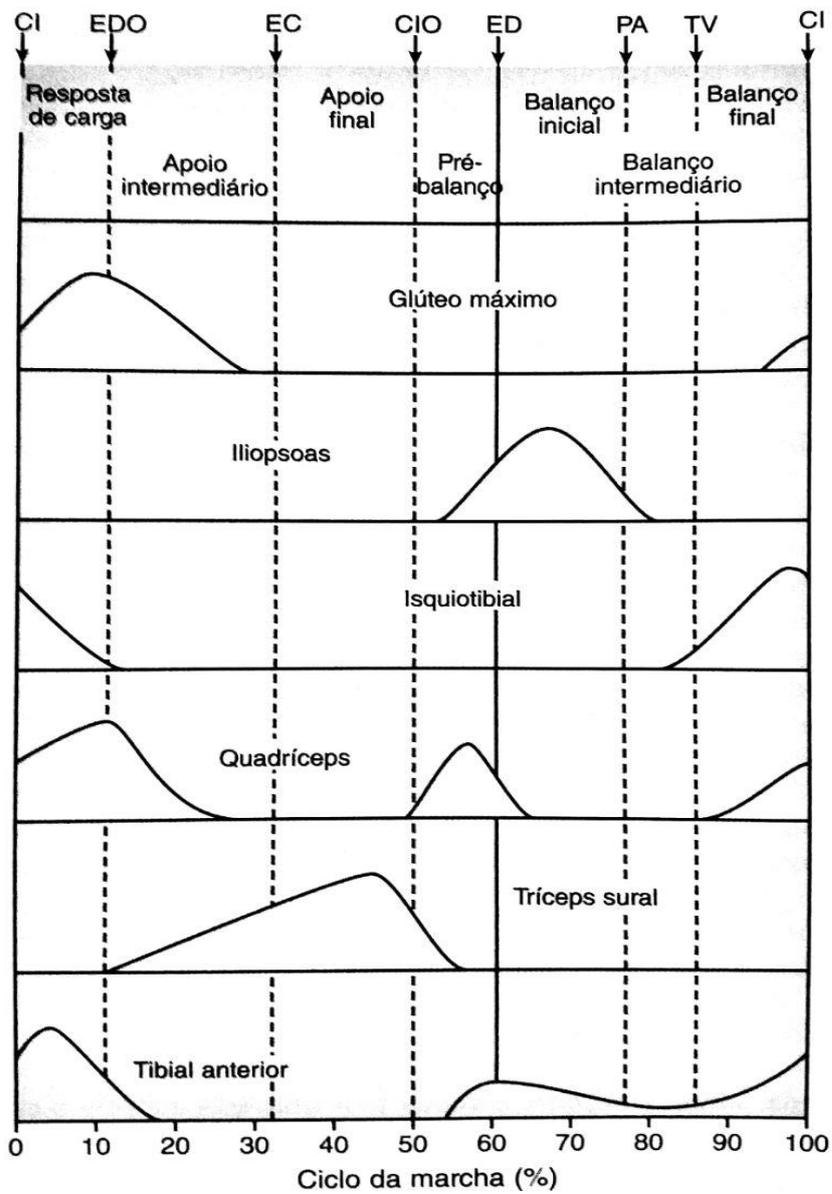
Com a elevação dos dedos (ED) inicia-se a fase de balanço a partir do balanço inicial, até que os pés estejam adjacentes (PA); quando inicia o balanço intermediário (CRUZ, 2017).

Quando a tíbia volta à posição vertical (TV) o membro encontra-se em condições de receber descarga de peso, ativa-se o quadríceps e ocorre o pico máximo do isquiotibial na fase do balanço final (DOMINGUES, 2016).

E por fim, iniciando a desativação do isquiotibial, ocorre novamente o CI encerrando o ciclo da marcha (CRUZ, 2017).

A atividade dos músculos isquiotibiais apresenta seu nível máximo no balanço terminal, onde o pico do sinal de EMG dos músculos isquiotibiais manifesta sua maior amplitude no final da fase de balanço, tornando-se imprescindível para ativação da trava em extensão do joelho evitando quedas (CRUZ, 2017).

Figura 18 - Atividade elétrica dos músculos do membro inferior durante a marcha.



Fonte: Adaptado de Cruz (2017).

5 AMPUTAÇÃO

Desde a antiguidade a amputação é o procedimento cirúrgico utilizado quando se trata da retirada total ou parcial de um membro do corpo humano. Origina-se do latim *ambi* que significa em torno de e *putaio* que significa podar, definindo como remoção completa ou parcial de um membro ou de partes do corpo principalmente por ato cirúrgico (BRITO; DEPIERI; ISERNHAGEN, 2005).

As amputações causadas por ferimentos traumáticos são as mais difíceis de uma reabilitação bem sucedida no que diz respeito ao uso de prótese, os estudos mostram uma relação entre a etiologia da amputação e a qualidade de vida dos pacientes protetizados, onde os autores apontam que indivíduos enfrentam melhor a perda do membro com acompanhamento psicológico em preparação para o procedimento cirúrgico, que não ocorre nas lesões por trauma devido à natureza imprevisível do acidente (LIMA; CHAMLIAN e MACIEIRO, 2016).

Os pacientes amputados de forma geral, apresentam baixo índice de retorno às atividades laborativas por dificuldade de locomoção impostas pela falta de adaptação do ambiente de trabalho ou incapacidade das próteses nacionais de vencer barreiras arquitetônicas, devido à carência de atualização tecnológica; restando ao indivíduo aposentadoria por invalidez, sobrecarregando o sistema previdenciário (DORNELAS, 2010).

5.1 ETIOLOGIA

As principais etiologias da amputação por ordem de prevalência na população mundial são em primeiro lugar doenças vasculares periféricas com percentual de 70% seguido pelas lesões traumáticas com 20%, más formações congênitas com 6%, os tumores neoplásicos e infecções com 4% (BRITO; DEPIERI; ISERNHAGEN, 2005).

No Brasil um estudo realizado pelo ministério da saúde em 2011, apresentado na tabela 2, utilizando dados do sistema informação hospitalar do sistema único saúde (SUS), apresentou a maior prevalência dos distúrbios vasculares (Doença do aparelho circulatório, diabetes e gangrena) que somados perfazem 40,1% seguido de perto pelas causas externas, representadas principalmente por acidente

automobilístico e lesão por projétil de arma de fogo com 33,1%. Levando em comparação os estudos, as causas externas estão muito próximas à estatística mundial, já os distúrbios vasculares encontram-se sub dimensionados, quando comparado a prevalência mundial.

Tabela 2 - Frequência de procedimentos de amputação no SUS por causa.

	Causas	Frequência	%
1	Causas externas	16.294	33,1%
2	Algumas doenças infecciosas e parasitárias	8.808	17,9%
3	Doenças do aparelho circulatório	7.905	16,1%
4	Diabetes	6.672	13,6%
5	Gangrena (não classificada em outra parte)	5.136	10,4%
6	Doenças do sistema osteomuscular e do tecido conjuntivo	2.961	6,0%
7	Neoplasias	957	1,9%
8	Doenças da pele e do tecido subcutâneo	230	0,5%
9	Malformações congênitas, deformidades e anomalias cromossômicas	202	0,4%
	Total	49.165	100%

Fonte: SIHSUS (2011).

5.2 NÍVEIS DE AMPUTAÇÃO

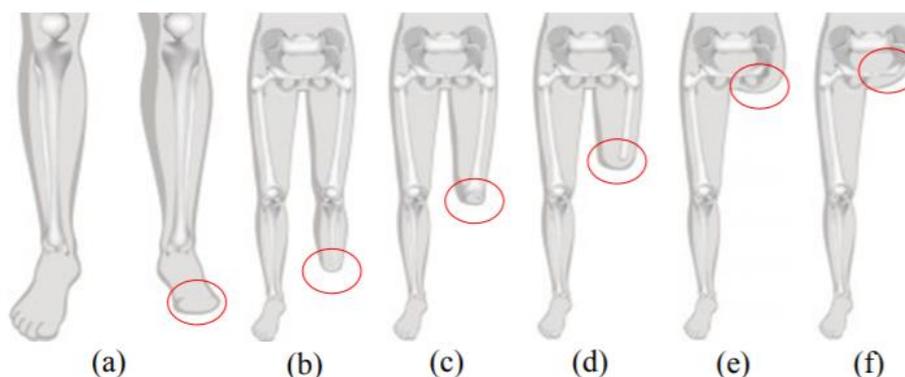
A condição clínica e soberana para a definição do nível de amputação do paciente, o médico leva em consideração a eliminação do tecido necrosado, limpeza do foco infeccioso, alívio da dor e produção de um coto residual funcional, tanto no tamanho como na forma (GONZALES et.al, 2009).

Quando se elege o nível de amputação o cirurgião deve realizar a secção o mais distal possível, para preservar o comprimento no coto de amputação, a fim de proporcionar um braço de alavanca com maior vantagem mecânica no controle da prótese, permitindo ao indivíduo uma marcha próxima do normal com menor gasto energético (LIMA, 2016).

Os níveis de amputação são classificados de acordo com a região anatômica submetida ao procedimento cirúrgico, as mais comuns são: do pé; transtibial;

desarticulação do joelho; transfemural; desarticulação do quadril e hemipelvectomia, conforme apresentado na figura 19 (PIRES e SANDOVAL, 2010).

Figura 19 - Níveis de amputação.



Fonte: Rocha (2011).

(a) pé, (b) transtibial, (c) desarticulação do joelho, (d) transfemural
(e) desarticulação do quadril, (f) hemipelvectomia.

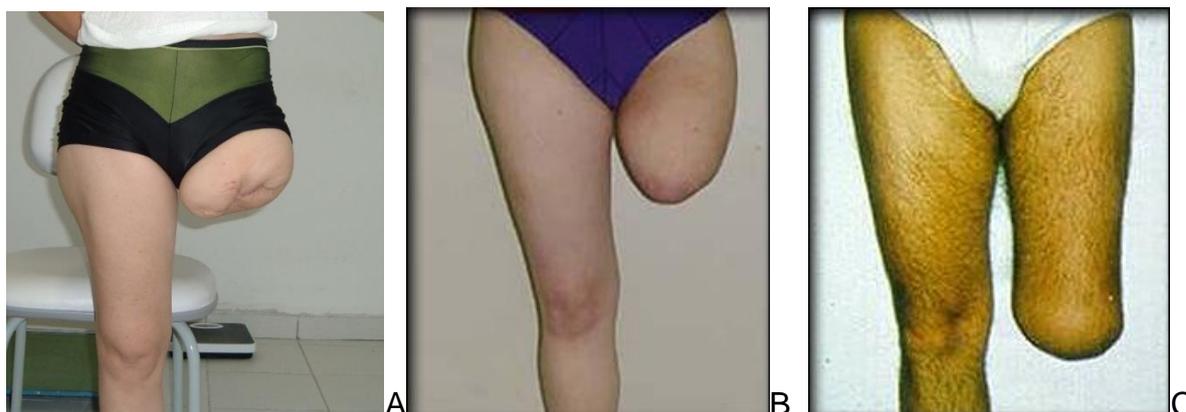
5.2.1 Amputação transfemural

Define-se como amputação transfemural todo procedimento cirúrgico de retirada do membro inferior onde a secção ocorre entre a articulação do joelho e quadril, podendo ser classificada de três tipos: terço proximal, médio e distal, de acordo com a distância da articulação do quadril (DORNELAS, 2010).

A amputação transfemural foi o tipo mais prevalente até meados dos anos 2000, sendo substituído pela transtibial, provavelmente pela conscientização, por parte dos cirurgiões, da importância de preservação do joelho para uma reabilitação efetiva e consequente reinserção social (CHAMLIAN, 2016).

Dentro da amputação transfemoral existem três divisões de acordo com o tamanho do coto de amputação: coto de amputação no terço proximal, quando a secção é realizada próxima ao quadril, coto de amputação no terço médio realizado na metade equidistante entre as articulações e coto de amputação distal quando o paciente é submetido à excisão próximo ao joelho, conforme figura 20 (OLIVEIRA JUNIOR, 2006).

Figura 20 - Níveis de secção cirúrgica da amputação transfemural.



Fonte: Oliveira Junior (2006).

(A) Proximal, (B) Terço médio, (C) Distal.

Apesar do sistema de controle do equilíbrio corporal encontrar-se no sistema nervoso central, existe uma correlação direta entre o comprimento do coto de amputação e o equilíbrio estático do amputado, onde quanto maior o tamanho do membro residual maior será a capacidade do indivíduo de permanecer na posição ortostática sem maiores oscilações na postura, por falta da resposta sensorial proprioceptiva causada pela ausência do membro (VENTURA-SILVA 2006).

No amputado transfemoral unilateral, a quantidade de assimetria demonstrada durante marcha entre o membro profetizado e o membro sadio esta diretamente relacionada com o comprimento do coto, ocorre uma diminuição da capacidade de estabilização pela quantidade de tecido muscular retirado em amputações do nível proximal e terço médio. Caracterizado principalmente por uma inclinação lateral excessiva do tronco para o lado da prótese, ou uma transição muito rápida entre a flexão e a extensão do quadril do membro residual em relação ao membro sadio (JAEGER; ARENDZEN; DE JONGH, 1995).

6 PRÓTESES

Entende-se por prótese qualquer dispositivo funcional que pretende substituir total ou parcialmente um membro ou partes do corpo humano. Deve-se levar em consideração os fatores anatômicos, funcionais e estéticos na confecção de uma prótese quando pretende-se a adesão do paciente ao uso da prótese (CRUZ, 2017).

6.1 COMPOSIÇÃO DE UMA PRÓTESE TRANSFEMURAL

Uma prótese transfemural deve apresentar no mínimo cinco elementos principais: componentes funcionais representados pelos pés e joelhos protéticos, tubos de ligação e adaptadores, e por fim encaixe ou soquete, todos relacionados na figura 21.

Figura 21 - Componentes de uma prótese transfemural.



Fonte: Modificada de Fonseca (2011).

1-Soquete ou encaixe; 2-Adaptador do encaixe; 3-joelho protético; 4-Tubo de ligação; 5- pé protético.

O tubo de ligação (Fig.21-4) além da função evidente de conectar as duas articulações da prótese, transmite ao pé protético os momentos de força gerada pelo torque do joelho eletrônico na fase de balanço e suporta a carga do corpo durante a fase de apoio da marcha. Alguns joelhos eletrônicos recebem informação de

sensores de carga montados no tubo de ligação para travar o joelho na fase de apoio para evitar quedas. Da mesma forma que sensores de movimento (acelerômetros) são implantados no tubo de ligação para durante a fase de balanço possam fornecer à aceleração do corpo visando aumentar à velocidade do ciclo da marcha e transmitir aceleração a prótese. (LIMA, 2016).

O encaixe ou soquete deve ser confeccionado a partir de um molde de gesso, com as características individuais do coto, um encaixe bem ajustado permite um maior conforto e melhora o equilíbrio prevenindo quedas. Desempenha a função de interface entre o amputado e a prótese, o seu contato transfere as forças e os torques articulares responsáveis pela marcha do indivíduo (LIMA, 2016; SILVA, 2009).

Os materiais usados na confecção do encaixe são inflexíveis como resina acrílica ou comoplacente como polímeros a base de silicone, reforçados com fibra de vidro ou resina. Deve ser bem acomodado levando em consideração as variações anatômicas do usuário para possibilitar uma distribuição uniforme das pressões do membro residual na superfície de contato. Um encaixe mal acomodado ocasiona concentração de forças entre uma determinada região do coto e a face de conexão da prótese, isto pode favorecer o aparecimento lesões secundárias no usuário (QUEIROZ, 2008).

Atualmente existem no mercado quatro tipos de encaixes, denominados de acordo com a região anatômica onde acontece a descarga do peso corporal: encaixe quadrilátero, caracterizado por possuir apoio posterior no osso do ísquio e anterior na musculatura da coxa; encaixe com apoio isquiático ou CAT-CAM (Contoured adducted trochanteric controlled alignment methode) onde a descarga de peso ocorre totalmente no ísquio; com auxílio de cinto de suspensão utilizado quando o coto residual curto; e encaixe subisquiático com válvula de sucção, quando a suspensão é realizada através da criação de um vácuo dentro do encaixe sem contato com o osso ísquio (DOMINGUES, 2016)

Na figura 22 encontra-se evidenciada a diferença nas dimensões entre o encaixe subisquiático à esquerda e o encaixe CAT-CAM à direita, onde se destaca a aba de contenção para a região trocantérica do quadril com o objetivo de evitar o movimento de abdução; percebe-se no canto inferior a direita, o encaixe subisquiático, a presença da válvula de sucção responsável por gerar o vácuo no interior do encaixe.

Figura 22 - Comparação entre o encaixe subisquiático e o encaixe CAT-CAM



Fonte: O Autor (2018).

Com o desenvolvimento da bomba de vácuo (figura 25 B) o tamanho do encaixe pode ser diminuído consideravelmente. Antes a descarga de peso que ocorria sobre o túber isquiático pode ser distribuída internamente entre as paredes do encaixe, através da força de reação criada pela pressão interna quando o encaixe é submetido a força da gravidade do corpo, semelhante ao pressionar o embolo de uma seringa com o orifício de saída fechado. A bomba de vácuo tanto impede o coto de se chocar contra a o fundo do encaixe por pressão positiva como mantém a prótese conectada por pressão negativa, permitindo encaixes cada vez mais curtos.

Na figura 23 A observa-se o sistema de vácuo onde a bomba é acionada por dispositivo no pé protético mantendo a pressão dentro do encaixe.

Figura 23 - Sistema de vácuo para prótese



Fonte: Ottobock (2017).

O adaptador do encaixe desempenha papel importante na acomodação do joelho protético, através dele ocorre à transferência do torque do quadril para a prótese, dando início a marcha do amputado nos casos de joelho com acionamento mecânico; nos joelhos eletrônicos suporta a força de cisalhamento gerada pelo travamento da prótese, durante a fase de apoio da marcha (BAYÃO, 2015).

6.1.1 Joelho Protético

Atualmente existem disponíveis no mercado diversos tipos de joelhos protéticos, que são divididos de acordo com o nível de atividades que se pode realizar na vida diária, além de itens como: conforto, segurança, leveza e diversidade de movimentos oferecidos aos usuários. Para fins de estudo pode-se classificar do ponto de vista do acionamento em dois grandes grupos: Joelhos protéticos mecânico ou passivos e joelhos protéticos eletrônicos ou ativos (CRUZ, 2017).

Os joelhos passivos são aqueles que o movimento é produzido unicamente pela força muscular do usuário, pois não possui nenhum elemento com capacidade de adicionar energia no sistema cinético da marcha (BAYÃO, 2015).

Do ponto de vista cinemático os joelhos protéticos podem ser divididos em: monocêntricos e policêntricos. Os joelhos monocêntricos apresentam apenas um

centro de rotação fixo entre o eixo axial do fêmur e a prótese como visto na figura 24 A; já os joelhos policêntricos combinam vários centros rotacionais (figura 24 B), produzindo movimentos de rotação e translação combinados de forma que o centro de rotação não é fixo (QUEIROZ, 2008).

Figura 24 - Joelhos mecânicos



Fonte: Ottobock (2018).

Os joelhos eletrônicos visto na figura 25, por outro lado apresentam um ou mais componentes com possibilidade de inserir energia, como por exemplo motores, sendo necessário a presença um sistema embarcado, para controle das ações.

Figura 25 - Modelos de joelhos eletrônicos.



Fonte: Moraes (2018).

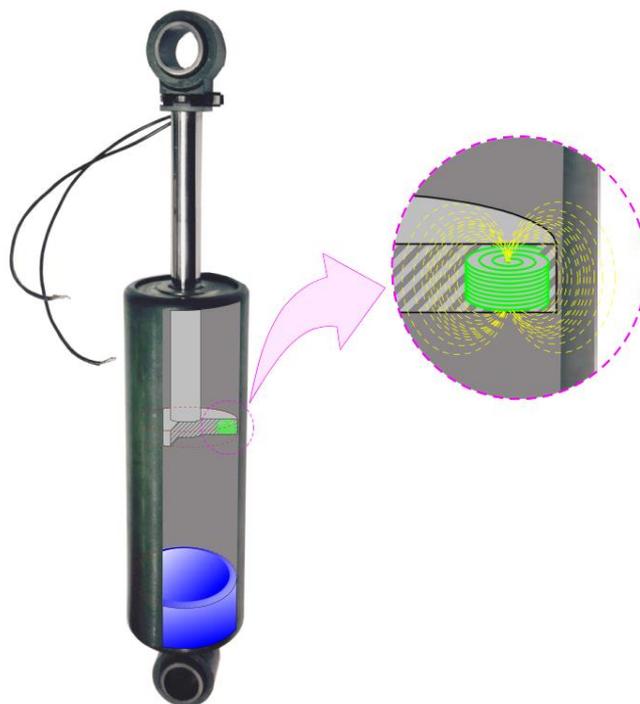
(A) C-Leg, (B) Genium 3x, (C) Power Knee, (D) Rheo Knee3, (E) Rheo KneeXC.

Outra maneira de classificar as próteses é quanto ao tipo de atuador. Atuadores são unidades com capacidade de transformar uma forma de energia em outra, por exemplo, energia elétrica em energia cinética (movimento). Nas próteses o atuador é um componente capaz de produzir movimento a partir de um comando elétrico ou mecânico. O atuador tem uma função muito importante, que é de produzir a flexão do joelho protético na fase de balanço inicial e a desaceleração do sistema na fase de balanço terminal, permitindo o contato do pé protético com o solo de maneira cadenciada com o ciclo da marcha. Na fase de apoio o atuador auxilia na estabilidade da prótese mantendo o joelho estendido, permitindo que o ciclo da marcha seja concluído (ANDRADE, 2007; CRUZ, 2017; FONSECA, 2011).

Existem três tipos de atuadores disponíveis atualmente classificados de acordo com a energia que utilizam: pneumático, hidráulico e fluido magneto-reológico ou eletromagnético. Os atuadores pneumáticos caíram em desuso pela produção de som desagradável durante a sua ativação na marcha, os hidráulicos por necessitar de bombeamento, despendem muita energia e por isso precisam de baterias volumosas retirando a leveza da prótese; enquanto que o modelo magneto-reológico necessita de uma corrente de baixa voltagem, para ativar um sistema magnético que por indução intensifica a viscosidade do fluido, aumentando sua

resistência ao movimento, como visto na figura 26, sendo por isso mais adequado, tanto do ponto de vista tecnológico como estético (MORAES, 2018).

Figura 26 - Esquema do atuador magnético-reológico



Fonte: Rocha (2011).

O pé protético, da mesma forma que o joelho, deve apresentar similaridade funcional com o pé humano, sendo muito importante a capacidade de absorver o impacto entre a prótese e solo, devolver parte da energia em forma de força de reação, impulsionando o movimento de todo o sistema e ao mesmo tempo oferecer estabilidade a prótese durante a marcha (FLORIANO-BATISTA, 2013).

Existe uma grande diversidade de pés protéticos no mercado, desde modelos sem articulação como o pé SACH (*Solid Ankle Cushioned Heel*), visto na figura 27-A, que, como próprio nome define: tornozelo sólido e calcanhar com amortecedor; até os pés de fibra de carbono que são utilizados pelos atletas paraolímpicos (figura 27-B), passando pelos pés robóticos (figura 27-C) que também são controlados eletronicamente (ROCHA, 2011).

Figura 27 - Tipos de Pés protéticos.



Fonte: Rocha (2015).

(A) Pé de carbono (Ottobock), (B) Pé SACH (Ottobock), (C) Pé Robótico com tornozelo articulado (Össur).

7 OBJETIVOS DA PESQUISA

Neste capítulo encontra-se o objetivo do trabalho, para esclarecer a finalidade da tecnologia a ser desenvolvida e o procedimento científico a ser realizado para produzir o dispositivo de controle da prótese.

7.1 OBJETIVO GERAL:

- Analisar o sinal eletromiográfico dos músculos isquiotibiais em amputados transfemorais unilaterais, visando o desenvolvimento do controle de uma prótese mioelétrica de joelho.

7.1.1 Objetivos Específicos:

- Correlacionar atividade do sinal eletromiográfico dos músculos isquiotibiais em pacientes amputados transfemorais com as fases a marcha.
- Analisar a amplitude do sinal de eletromiografia dos músculos isquiotibiais no coto de amputação durante a marcha do paciente.
- Definir características para a construção de um sistema de ativação para uma prótese mioelétrica de joelho.

8 METODOLOGIA

Esta pesquisa consiste em um estudo de campo, analítico do tipo transversal quantitativo, e foi realizado após aprovação do comitê de ética em pesquisa sob o CAAE: 84785418.8.0000.5208.

Os participantes foram recrutados entre os usuários de prótese da Clínica de Ortopedia Boa viagem, no período de janeiro a Março de 2018. Foram analisados os prontuários inicialmente de 40 pacientes todos com amputação transfemoral unilateral que apresentassem nível de amputação no terço médio da coxa ou superior, buscando minimizar os padrões assimétricos de marcha comuns em pacientes com esse tipo de amputação conforme demonstrado no estudo de Jaeger, Arendzen e de Jongh (1995), em seguida foram excluídos os pacientes com doenças metabólicas sistêmicas, patologias vasculares e neoplasias pelo risco de agravamento dos sintomas durante a coleta; na sequência os voluntários foram solicitados a responder o questionário adaptado de Skau (2006) aplicado pelo pesquisador com objetivo de avaliar os critérios de exclusão e capacidade cognitiva de responder aos comandos básicos. Em seguida todos foram orientados a ler e assinar o termo de consentimento livre e esclarecido depois de dirimidas todas as dúvidas sobre o experimento.

Os critérios de inclusão foram baseados em:

- Voluntários de ambos os sexos sem doenças graves e aptos a colaborar com a pesquisa;
- Estar na faixa etária entre 18 a 65 anos;
- Ser amputado transfemural unilateral;
- Possuir o coto com amputação no terço médio da coxa;
- Usuário de prótese a mais de um ano;
- Com um tempo de utilização diária da prótese superior a 8 horas.

Os seguintes critérios de exclusão foram seguidos:

- Dor ou qualquer desconforto na prótese durante a marcha;
- Dor de membro fantasma;
- Ferida cirúrgica em cicatrização ou com reações inflamatórias;

A amostra foi composta de cinco indivíduos sendo três do sexo feminino (60%) e dois do sexo masculino (40%) com idade entre 25 a 65 anos de acordo com os critérios de inclusão, provenientes dos hospitais da cidade do Recife.

A coleta dos dados foi realizada na Clínica de Ortopedia Boa viagem, no período de 01 abril a 30 maio de 2018, pois além de apresentar as condições necessárias de espaço e materiais, o fato todos os participantes serem usuários da clínica já estavam ambientados ao local

A coleta foi dividida em quatro etapas:

1. Iniciou-se com a avaliação clínica com a aferição de peso e altura com o uso de uma balança antropométrica mecânica sem o uso de calçados, para o cálculo do IMC com o uso da prótese, logo após os participantes foram orientados a retirar o encaixe da prótese expondo o coto de amputação, logo após inicia-se a adaptação do aparelho de EMG com o posicionamento dos eletrodos na pele tanto no coto como no membro contralateral.
2. Após o participante é solicitado a adaptar a prótese ao membro residual e assumir a posição ortostática.
3. O voluntário foi orientado a percorrer uma distancia de 4 metros realizando o contato inicial na marca do solo com o pé protético e seguir caminhado normalmente.
4. Em seguida realizar caminhada em um percurso de 4 metros em linha reta, onde iniciarão as coletas com a aquisição do sinal dos músculos isquiotibiais.

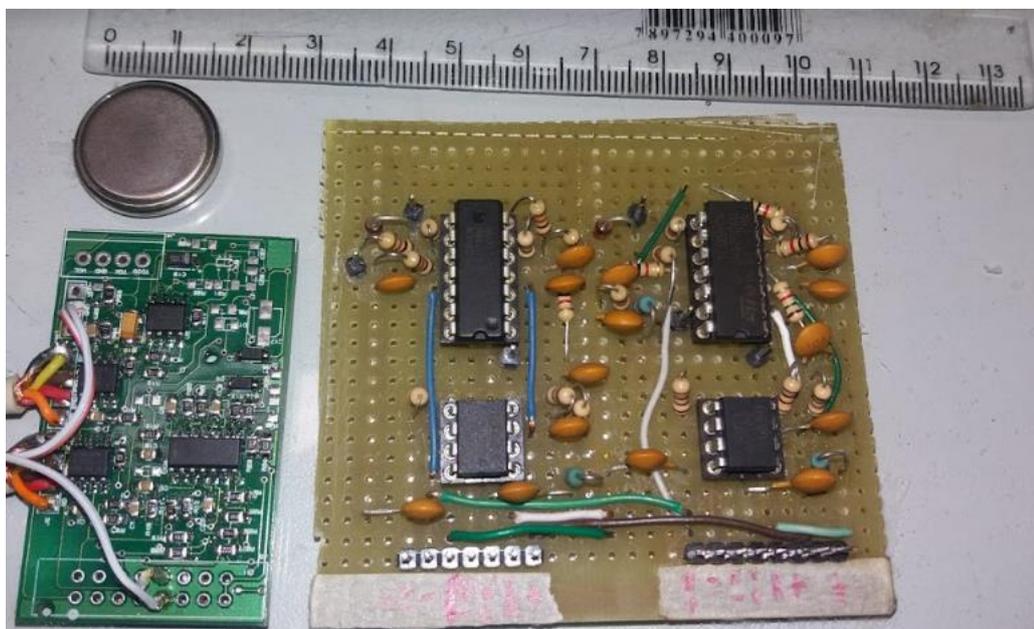
Com o contato inicial do calcanhar da prótese no solo tem inicio a coleta do sinal do EMG que se mantém por 4 metros, sendo encerrado quando o calcanhar do mesmo pé toca novamente o solo. O sinal de EMG adquirido teve duração de duas passadas seguidas durante o tempo de caminhada.

O grupo muscular dos isquiotibiais apresenta o seu pico de ativação no final fase de balanço próximo ao contato inicial do calcanhar com o solo, iniciou-se as aquisições neste momento para marcar esta fase.

Para a captura do sinal de EMG foi adaptado uma placa de aquisição confeccionada pelo grupo de pesquisa GPEB (Grupo de pesquisa em engenharia biomédica) cuja utilização vem desde o ano de 2015 em diversos trabalhos de mestrado na UFPE. Devido à necessidade de utilização neste estudo a placa foi

redimensionada com componentes miniaturizados (SMD- *Surface mount device*), para atingir a menor dimensão possível visando ser usado de maneira confortável pelo voluntário durante a marcha em tempo real. Para que isso fosse possível a dispositivo foi confeccionado por uma empresa especializada que construiu o instrumento com componentes reduzidos conforme visto na figura 28, onde no lado direito da figura percebe-se as maiores dimensões do protótipo da placa de aquisição e a esquerda a placa finalizada. A arquitetura das duas placas é igual, diferindo apenas no modelo dos componentes, onde se optou por itens de dimensões reduzidas.

Figura 28 - Placas de aquisição dos sinais de EMG



Fonte: Moraes (2018).

A placa de aquisição possui dois canais de amplificação com possibilidade de adquirir o sinal de EMG. A cadeia de aquisição de ambos os canais possuem dois filtros, um passa alta 7,32 Hz e um filtro passa baixa 682,87 Hz, permitindo a aquisição de toda faixa de frequência do sinal de EMG de todos os músculos utilizados nesse experimento. Desta forma a placa de aquisição permite a captura de sinais oriundos de duas regiões diferentes do corpo humano ao mesmo tempo. Cada canal possui comunicação com outros dispositivos através de tecnologia *Bluetooth* HC-05 versão 2.0 escolhida por ser compatível com a maioria dos computadores e celulares, além da possibilidade de realização de projetos no futuro com uso de

aplicativos de celulares e programas de computador para suporte ao usuário (figura 29).

Figura 29 - Voluntário com o dispositivo conectado ao notebook



Fonte: O autor (2018).

Além disso, o *Bluetooth* HC-05 versão 2.0, apresenta baixo consumo de energia quando pareado e um alcance de até 10 metros de distancia entre os dispositivos para transmissão dos dados, conforme visto na tabela 3, sendo mais que suficiente para realização deste estudo.

Tabela 3 - Informações técnicas do *Bluetooth* HC-05

Características	
Alimentação	2.7 V até 4.2 V
Baixo consumo de energia	Pareado: 35 mA
Alcance:	10 m

Fonte: Moraes (2018).

O posicionamento dos eletrodos seguiu consenso preconizado pelo projeto europeu de SENIAN (Sufarce Electromyograph for the Non-Invasive Assessment of Muscles), adaptado para evitar o contato entre o encaixe da prótese e o eletrodo,

visando maior conforto durante o teste e evitando interferências ao mensurar a amplitude do sinal biológico. Para a captura do sinal dos isquiotibiais os eletrodos foram fixados 1,5 cm abaixo do túber isquiático no sentido das fibras musculares, com o eletrodo de referência no Trocanter maior do fêmur; representado na figura 30, que determina o ponto de captura do sinal para os músculos isquiotibiais, de forma que esteja localizado no ponto médio equidistante (ponto amarelo) entre as inserções do músculo (pontos azuis).

Figura 30 - Localização dos eletrodos para captura nos músculos isquiotibiais.



Fonte: SENIAN (2018).

Utilizaram-se eletrodos de cloreto de prata e sais de prata, antes do uso a pele foi higienizada com álcool e levemente abrasada para diminuição da impedância e minimização de possíveis interferências.

O uso do encaixe subisquiático por todos os indivíduos permitiu a acomodação dos eletrodos nos músculos fora da prótese e a característica portátil do equipamento de EMG sem a presença de fios de conexão devido à tecnologia *Bluetooth* proporcionaram que a captura do sinal pode ser realizada com a marcha executada do solo sem a presença de esteira ergométrica conferindo uma característica inédita ao estudo. Na figura 31 observou-se o posicionamento dos eletrodos no coto, que devido ao menor comprimento do encaixe subisquiático permitiu o acoplamento fora do encaixe da prótese, onde adaptando-se o consenso SENIAN, o ponto equidistante entre as inserções musculares foi alterado pela secção cirúrgica da coxa e consequente diminuição do membro amputado.

Figura 31 - Posicionamento dos eletrodos nos músculos isquiotibiais do voluntário.



Fonte: O autor (2018).

8.1 Análise dos dados

Os dados adquiridos neste estudo, foram representados em forma de caracteres numéricos pelo *software Reabilty*, uma tecnologia desenvolvida pelo grupo de pesquisa GPEB, que vem sendo utilizada no processamento de sinais desde 2016, permitindo a realização do tratamento estatístico dos dados e a geração de gráficos demonstrativos.

A análise estatística foi realizada no *software Bioestat 5.3* do Instituto de Desenvolvimento Sustentável Mamirauá. Para amostras com frequência de dados superior a 50, foi utilizado como teste de normalidade o teste de *Kolmogorov-Smirnov*, no caso de amostras com uma frequência de dados menor ou igual a 50 foi aplicado como teste de normalidade o teste de *Shapiro-Wilk*. Para comparação estatística entre o sinal no coto e o sinal no membro não amputado, quando ocorreu distribuição normal, empregamos o teste *t de student* para amostras pareadas. Este teste é utilizado quando se pretende comparar duas situações diferentes em uma mesma amostra.

As hipóteses a serem testadas foram:

- Hipótese nula ou H_0 , quando não existe diferença significativa entre o sinal do coto e do membro não amputado;
- Hipótese alternativa ou H_1 quando existe diferença estatística significativa na amostra. Para ser considerado um valor estatisticamente significativo o valor de p calculado tem que ser maior do que o do p crítico considerado na tabela. Determinamos, conforme consenso na literatura, que o valor de $p < 0,05$ rejeita a hipótese nula, ou seja, existe diferença significativa na amostra testada.

Quando a distribuição da amostra não apresentou uma curva Gaussiana, foi aplicado o teste não paramétrico *de Wilcoxon* para amostras pareadas e foi usado o teste de *Mann Whitney* para amostras independentes.

9 RESULTADOS

Os resultados do presente estudo estão organizados de acordo com a ordem da coleta dos indivíduos, definida por ordem de chegada à avaliação inicial e adesão como voluntário a pesquisa com assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido.

Tabela 4 - Perfil dos voluntários do estudo

PACIENTE	SEXO	IDADE	IMC	LADO DOMINANTE	LADO AMPUTADO
1	F	26	20,63	DIREITO	DIREITO
2	F	33	20,41	DIREITO	ESQUERDO
3	M	65	28,70	DIREITO	DIREITO
4	F	25	18,10	DIREITO	DIREITO
5	M	40	27,15	DIREITO	ESQUERDO

Fonte: O autor (2018).

A amostra apresentou-se de forma heterogênea, devido às variações de IMC idade e sexo. Todos os indivíduos apresentavam lado dominante a direita. Dois voluntários (40%) do estudo apresentaram IMC entre 25 e 30 kg/m² sendo considerado sobrepeso e três (60%) foram amputados em seu lado dominante.

Tabela 5 - Média \pm desvio padrão com e sem prótese dos isquiotibiais.

Paciente	Membro sadio Isquiotibiais	Membro Amputado Isquiotibiais	p-valor
1	132,86 \pm 47,93	149,93 \pm 64,04	<0,217 ^a
2	122,51 \pm 46,84	164,11 \pm 71,54	<0,004 ^b
3	94,41 \pm 16,05	97,36 \pm 35,66	<0,965 ^a
4	86,46 \pm 27,00	136,44 \pm 68,48	<0,001 ^a
5	110,20 \pm 35,48	135,08 \pm 58,06	<0,013 ^a
Todos	108,32 \pm 39,56	137,03 \pm 64,41	<0,000 ^b

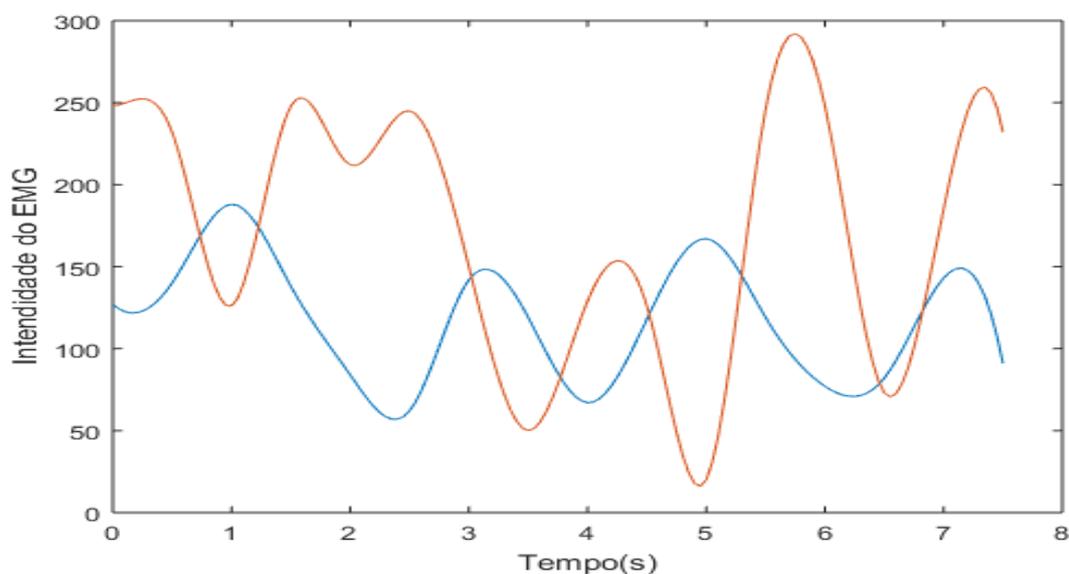
Fonte: O autor (2018).

^aWicoxon /^bT-student pareado/. Significância estatística p<0,05

Os dados apresentados na tabela 5 representam à média (\pm desvio padrão) e valor de p do sinal de EMG nos músculos isquiotibiais durante a marcha dos indivíduos do estudo, do membro sadio e o membro amputado. Na análise desta variável, 3 (60%) dos 5 indivíduos apresentaram diferença estatística significativa entre os valores dos sinais de EMG rejeitando a hipótese nula na amostra estudada. O voluntário número 1 apesar de demonstrar uma média dos valores do sinal mais alta em números absolutos, no membro residual, não apresentou diferença estatística significativa nos músculos analisados (valor de $p > 0,05$). Analisando os dados do voluntário número 3 observa-se a menor média e desvio padrão da amostra como também o maior valor de p ($< 0,965$). A média do sinal no universo de todos os voluntários apresentou diferença estatística significativa com o valor de $p < 0,01$.

No gráfico 1 esta representado o sinal de EMG dos músculos isquiotibiais no membro amputado em vermelho e do membro sadio em azul do voluntário 1. No contato inicial, marcado pelo início da aquisição do sinal no membro residual nota-se a redução na ativação do grupo muscular em estudo conforme descrito em Cruz (2017) até o seu valor mínimo caracterizando o fim do CI e início do Apoio Intermediário (AI). No sinal do membro sem a prótese nota-se um aumento da amplitude do sinal no primeiro segundo e depois um comportamento constante tanto em relação ao pico do sinal como na frequência. O sinal do membro com prótese (vermelho) apresentou-se com maior amplitude tanto no valor máximo como no valor mínimo, sendo que quando o sinal atinge seu valor mínimo aos 5 segundos no momento seguinte atinge o pico máximo provavelmente para compensar o relaxamento da musculatura com um maior recrutamento de fibras musculares, na tentativa de manter o ritmo do ciclo da marcha; provavelmente o indivíduo realizou a descarga de peso sobre a prótese e com isso diminuiu atividade muscular no coto, enquanto no membro sadio o músculo manteve a contração para manter o joelho estabilizado.

Gráfico 1 - Envoltória do sinal de EMG dos isquiotibiais do voluntário 1.

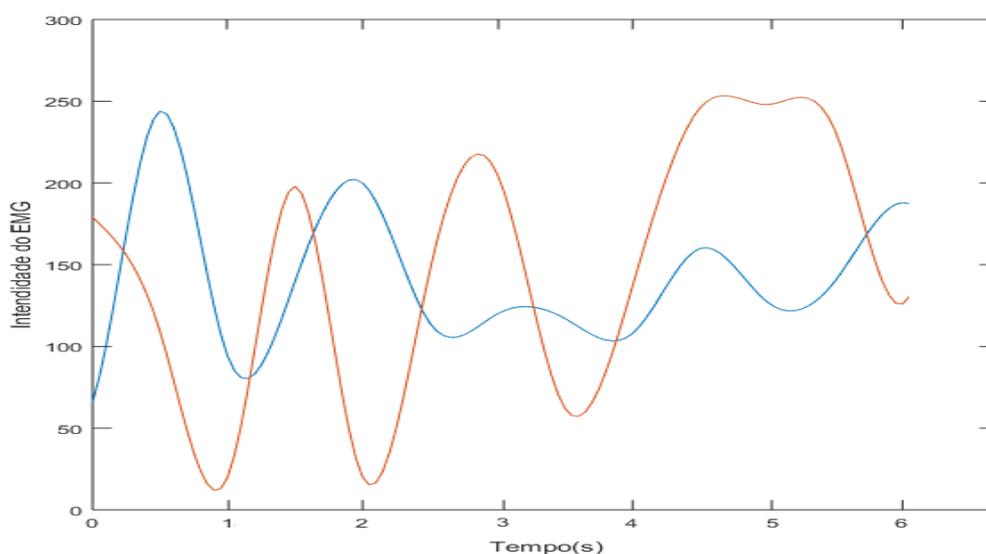


Fonte: O Autor (2018).

Em vermelho membro residual e em azul membro sadio; os picos representam a fase de balanço e os vales a fase de apoio.

Estudando o gráfico 2 onde está representado a envoltória do sinal de EMG dos músculos isquiotibiais do membro s e sem o uso de prótese do Voluntário 2, observa-se na fase de CI do ciclo da marcha, onde foi iniciado a aquisição do sinal, a diminuição da ativação dos músculos em estudo, representado no gráfico pelo vale no sinal do EMG dos isquiotibiais com o uso da prótese (vermelho), apresenta o valor próximo a zero, provavelmente pela presença da prótese onde o indivíduo descarrega totalmente o peso corporal. No membro contralateral a ativação dos isquiotibiais apresenta um valor próximo a 100, provavelmente pela necessidade da musculatura manter o joelho estabilizado durante a fase de apoio. No tempo de 4 a 6 segundos o indivíduo praticamente não apresenta o valor mínimo para a atividade muscular do coto e no tempo de 6 segundos apresenta uma tendência a voltar a frequência inicial, quando foi encerrada a aquisição.

Gráfico 2 - Envoltória do sinal de EMG dos isquiotibiais do voluntário 2.

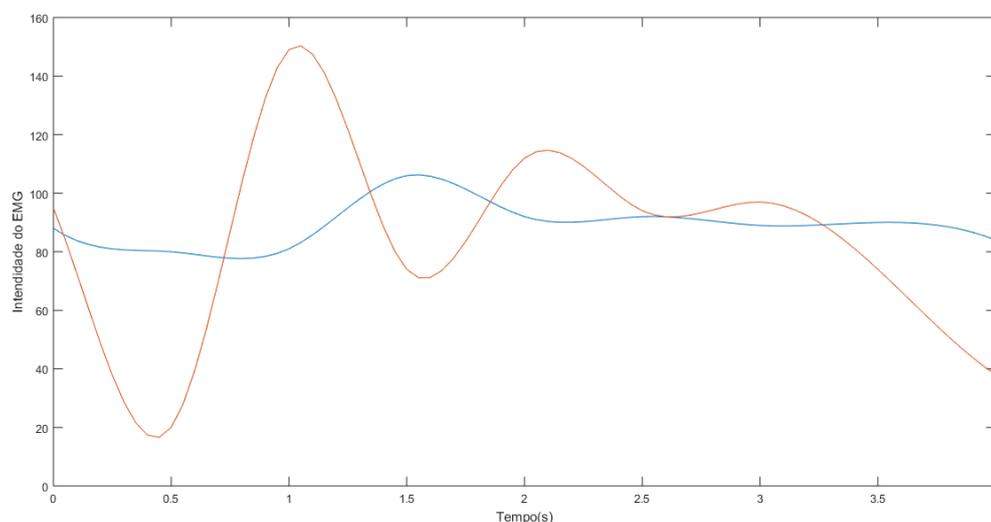


Fonte: O autor (2018).

Em vermelho membro residual e em azul membro sadio; os picos representam a fase de balanço e os vales a fase de apoio.

No registro do sinal do gráfico 3 verifica-se no sinal de EMG do coto residual a presença do vale característico na fase de apoio do membro com a prótese representada no gráfico em vermelho no tempo de 0,5 segundos, seguido de um pico de ativação máximo durante a aquisição, demonstrando uma maior amplitude no sinal de EMG do membro residual em comparação ao sinal do membro sadio contralateral representado em azul. À medida que o tempo avança o intervalo entre os vales aumenta, porém ainda encontra-se presente

Gráfico 3 - Envoltória do sinal de EMG dos isquiotibiais do voluntário 3.

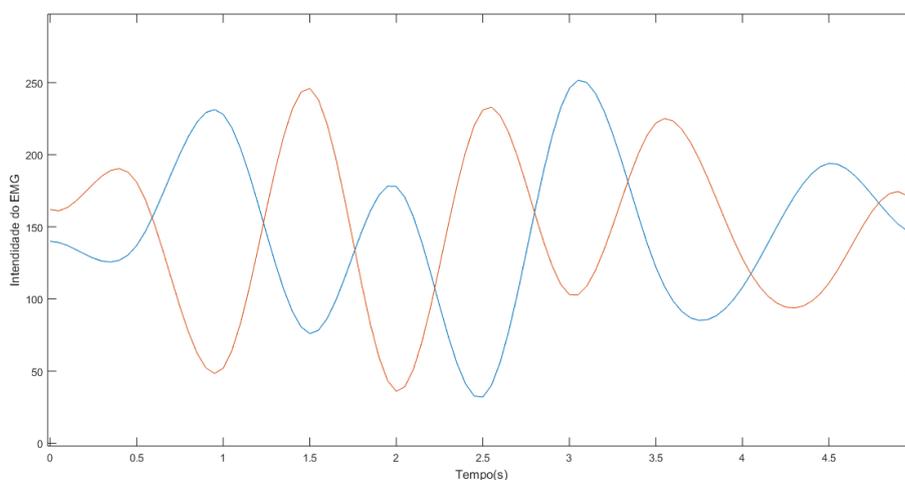


Fonte: O autor (2018).

Em vermelho membro residual e em azul membro sadio; os picos representam a fase de balanço e os vales a fase de apoio.

Ao analisar os sinais de EMG dos músculos isquiotibiais do voluntário 4 representados no gráfico 4, o voluntário apresenta a singularidade de ter a menor idade cronológica e o menor valor do IMC (18,10) da amostra. Além disso percebe-se uma amplitude do sinal muito próxima entre o membro residual e membro contralateral, tanto nos valores de pico como nos valores mínimos. Porém o comportamento do sinal na fase do CI permanece com o decaimento do sinal marcando o relaxamento dos músculos isquiotibiais.

Gráfico 4 - Envolvória do sinal de EMG dos isquiotibiais do voluntário 4

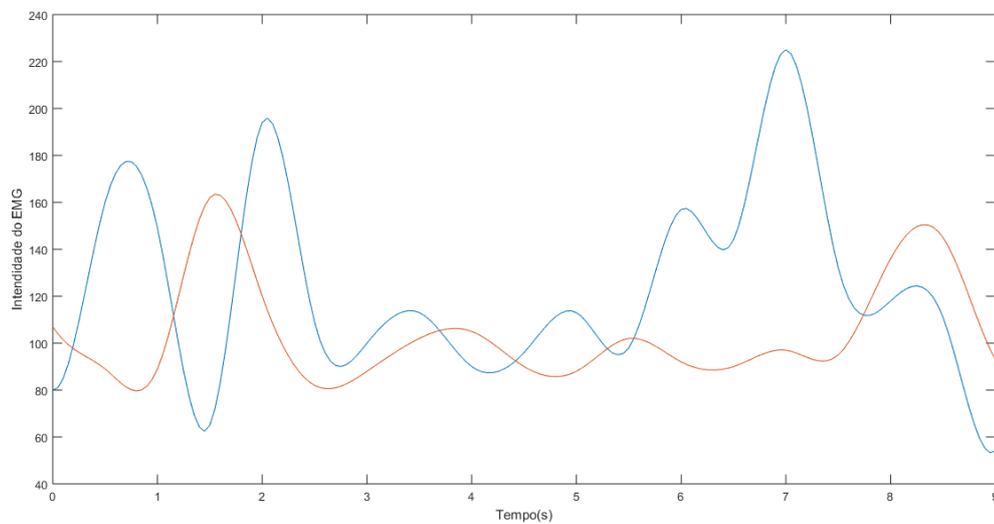


Fonte: O autor (2018).

Em vermelho membro residual e em azul membro sadio; os picos representam a fase de balanço e os vales a fase de apoio.

A envoltória do sinal de EMG do voluntário 5, que apresenta o segundo maior IMC (27,15) da amostra, apesar do sobrepeso nota-se o padrão repetido em todos os indivíduos da amostra, onde durante a fase de apoio a partir do CI do pé protético no solo, ocorre a diminuição do valor do sinal de EMG representado pelo vale próximo a 1 segundo no registro em vermelho, este estudo registra o decaimento do sinal corroborando com estudo de Cruz (2017), quando descreve que este evento iniciou-se com fim da fase de balanço, atinge o pico de ativação próximo ao CI e diminui até o valor mínimo no apoio intermediário.

Gráfico 5 - Envoltória do sinal de EMG dos isquiotibiais do voluntário 5.



Fonte: O autor (2018).

Em vermelho membro residual e em azul membro sadio; os picos representam a fase de balanço e os vales a fase de apoio.

10 DISCUSSÃO

A maioria dos indivíduos deste estudo apresenta no segundo inicial da aquisição do sinal de EMG uma desativação dos músculos isquiotibiais representado pelo vale do sinal no gráfico, como a aquisição iniciou com o toque do calcanhar no solo, corroborando os resultados do trabalho de Cruz (2017) onde afirma que no ciclo da marcha em indivíduos normais, ocorre uma desativação progressiva dos músculos isquiotibiais durante o contato inicial quando se inicia a fase de apoio.

Todos os voluntários apresentaram uma assimetria no sinal do membro residual quando comparado ao membro sadio durante o ciclo da marcha, esta assimetria se acentua à medida que o tempo avança e os ciclos da marcha acontecem, corroborando o estudo de Jaegers et.al (1995) onde a marcha do amputado transfemural unilateral apresentou assimetria na maioria dos indivíduos analisados, provocados principalmente por movimentos de lateralização do tronco e aumento na largura do passo.

Os movimentos assimétricos na marcha do amputado transfemural unilateral provocam variação no centro de gravidade corporal, causando um desequilíbrio no indivíduo. Este desequilíbrio tende a ser compensado pelos músculos do quadril, com o aumento do recrutamento de fibras que são refletidos na aquisição do sinal de EMG com o aumento do pico de ativação (ISAKOV et.al, 2000).

A instabilidade durante a marcha do amputado transfemural, gerada pelos movimentos assimétricos gera uma contração muscular flutuante em intensidade e duração criando um efeito estocástico, sendo principal limitador para o uso do controle de EMG para próteses de membro inferior (PANTALL; EWINS, 2003).

Sinal de sua forma envoltória apresentou amplitude máxima em números absolutos, maior no membro amputado em comparação ao membro sadio, na maioria dos indivíduos da amostra, corroborando os resultados de Isakov et.al, (2000) onde foi encontrado uma atividade muscular com o valor três vezes maior, nos músculos do membro residual em relação ao membro sadio.

Os indivíduos amputados transfemorais unilaterais apresentam uma marcha com percentual de 29% mais lenta que a de indivíduos normais (JAEGERS et.al, 1995) provavelmente pelo gasto energético do uso da prótese, o que explica a quantidade de passos reduzidos durante a aquisição do estudo em comparação com indivíduos normais.

Os estudos comprovam (AU et.al, 2005) que forma envoltória do sinal de EMG apresenta maior suavidade e um padrão mais natural para controle de próteses mioelétricas em comparação com as redes neurais que podem ser implementadas para aprendizado dos padrões de alterações durante a marcha.

Apesar das variações e assimetrias descritas na literatura (JAEGERS et.al, 1995) com relação a marcha do amputado transfemural unilateral, a desativação do sinal de EMG dos músculos isquiotibiais encontra-se presente na maioria das subfase de contato inicial do ciclo da marcha em todos os indivíduos da amostra conforme descrito no estudo de Cruz (2017); demonstrando que o evento produz um sinal de EMG que pode ser utilizado para ativar o travamento da prótese de joelho mioelétrica permitindo o início da fase de apoio com segurança.

11 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

Tanto na análise qualitativa do gráfico, como no estudo estatístico, a amplitude da envoltória do sinal de eletromiografia do membro residual; foi superior ao do membro sadio, na maioria dos indivíduos da amostra pesquisada, demonstrando ser capaz de ativar o controle da prótese mioelétrica de joelho.

A possibilidade da envoltória do sinal de EMG do coto dos amputados transfemorais participar ativamente do controle de um joelho mioelétrico de forma automática torna-se possível, pois a atividade muscular acontece sempre na subfase do contato inicial.

Todos os participantes da amostra, apesar das variações e assimetrias inerentes a marcha do amputado, apresentaram o registro do sinal de ativação dos músculos isquiotibiais antes do contato inicial da prótese no solo, que pode ser utilizado para travamento do joelho eletrônico na transição do final da fase de balanço para o início da fase de apoio; contribuindo para resolver o problema crucial no controle da prótese do amputado transfemural: o efeito estocástico gerado pela contração muscular flutuante durante a marcha.

São necessários mais estudos, visando desenvolver uma rede neural, para auxiliar no controle das variações do padrão de marcha, gerados pelos movimentos assimétricos característicos da marcha dos amputados transfemorais.

REFERÊNCIAS

- ANDRADE, N. A. **Desenvolvimento de um sistema de aquisição de processamento de sinais eletrográficos de superfície para utilização no controle de prótese motora ativa**. 2007. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 2007.
- ARAGÃO, M.F.B.M. **Influência da eletroestimulação funcional na análise da marcha em pacientes com pé equino**. 2017. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica). Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2017.
- AU, S. K.; BONATO, P.; HERR, H. An EMG-position controlled system for an active ankle-foot prosthesis: an initial experimental study. *In: International Conference on Rehabilitation robotics*, 2005.9. Chicago, IL, USA. p.375-379. ICORR 2005.
- BATISTA, F.R. *et al.* **Proposta de arquitetura de controle para exoesqueleto robótico de reabilitação da marcha antropomórfica**. 2013. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica). Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas-SP, 2013.
- BAYÃO, U. V. **Estudo para implementação de prótese ativa de joelho utilizando o mecanismo de quatro barras**. 2015. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, SP, 2015.
- BOONSTRA, A. M.; FIDLER, V.; EISMA, W. H. Walking speed of normal subjects and amputees: aspects of validity of gait analysis. **Prosthetics and Orthotics International**, v. 17, n. 2, p. 78-82, 1993.
- BRITO, D. D.; DEPIERI, T. Z.; ISERNHAGEN, F. C. Tratamento fisioterapêutico ambulatorial em paciente submetido à amputação transfemoral unilateral por acidente moto ciclístico: estudo de caso. **Arq. ciências saúde UNIPAR**, v. 9, n. 3, p. 175-180, 2005.
- CALAIS-GERMAIN, B. **Anatomia para o movimento**: introdução à análise das técnicas corporais. 4. ed. São Paulo: Manole, 2010.
- CARDOSO, V. F. **Análise de um sistema de reabilitação para membros superiores utilizando ambiente de realidade virtual baseado em kinect e sEMG**. 2016. Dissertação (Mestrado em Biotecnologia). Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória, 2016.
- CAVALCANTE, E. L. **Plataforma Dinâmica de Avaliação Fisioterápica**. 2015. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica). Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2015.
- CHAMLIAN, T. R. *et al.* Dor relacionada à amputação e funcionalidade em indivíduos com amputações de membros inferiores. **Acta Fisiátrica**, v. 21, n. 3, p. 113-116, 2016.

CHAMLIAN, T. R. Perfil epidemiológico dos pacientes amputados de membros inferiores atendidos no Lar Escola São Francisco entre 2006 e 2012. **Acta Fisiátrica**, v. 20, n. 4, p. 219-223, 2016.

CHEN, B.; WANG, Q.; WANG, L. Adaptive slope walking with a robotic transtibial prosthesis based on volitional EMG control. **IEEE/ASME Transactions on mechatronics**, v. 20, n. 5, p. 2146-2157, 2015.

CROZETTA, G.; CASTILHO, M. A. Protocolo de atendimento em pacientes com amputação transfemoral no período pré-protético. **Multitemas**, n. 24, 2016. Disponível em: <http://www.multitemas.ucdb.br/article/view/901>. Acesso em: 22 abril 2018.

CRUZ, M. J. S. M. **Desenvolvimento de uma prótese transfemoral ativa**. 2017. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica). Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, Cidade do Porto, Portugal, 2017.

DOMINGUES, C. V. P. **Avaliação de próteses transfemorais**. 2016. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica). Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, Porto, Portugal, 2016.

DORNELAS, L. F. Uso da prótese e retorno ao trabalho em amputados por acidentes de transporte. **Acta Ortopédica Brasileira**, v.18, n. 4, p.204-206, 2010.

DREVELLE, X. *et al.* Vaulting quantification during level walking of transfemoral amputees. **Clinical Biomechanics**, v. 29, n. 6, p. 679-683, 2014.

ERVILHA, U. F.; DUARTE, M.; AMADIO, A. C. Estudo sobre procedimentos de normalização do sinal eletromiográfico durante o movimento humano. **Rev. Bras. Fisiot.**, v. 3, n. 1, p. 15-20, 1998.

FERREIRA, A. S.; GUIMARÃES, F. S.; SILVA, J. G. Aspectos metodológicos da eletromiografia de superfície: considerações sobre os sinais e processamentos para estudo da função neuromuscular. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v. 31, n. 2, p. 11-30, 2010.

FILIPPO, T. R.M. **Uma contribuição da automação para o desenvolvimento de órteses ativas para membros inferiores**. 2006. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica). Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas-SP, 2006.

GONZALEZ, V. L. *et al.* Diagnóstico e manejo das lesões ortopédicas em pacientes poli traumatizados. **Revista HCPA**. Porto Alegre. v. 29, n. 2, p. 153-160, 2009.

HALL, S. **Biomecânica Básica**. 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2016.

HALLAL, C. Z. *et al.* Variabilidade de parâmetros eletromiográficos e cinemáticos em diferentes condições de marcha em idosos. **Motriz: Revista de Educação Física**

v.19, n. 1, p. 141-150, 2013. Disponível em: <http://hdl.handle.net/11449/74279>. Acesso em: 10 janeiro 2018.

HAMILL, J.; KNUDZEN, K. **Bases biomecânicas do movimento humano**. 4ª ed. São Paulo: Manole, 2016.

ISAKOV, E.; KEREN, O.; BENJUJA, N. Transtibial amputee gait: Time distance parameters and EMG activity. **Prosthetics and Orthotics International**, v. 24, n. 3, p. 216-220, 2000.

JAEGERS, S. M.H.J.; ARENDZEN, J.H.; DE JONGH, H.J. Prosthetic gait of unilateral transfemoral amputees: a kinematic study. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 76, n. 8, p. 736-743, 1995.

KAPANDJI, A.I. **Fisiologia Articular: membros inferiores**. 6ª ed. São. Paulo, Ed. Panamericana, 2007.

KENDALL, F. P.; McCREARY, E. K. **Músculos – provas e funções**. 5ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007.

LIMA, K. B. B.; CHAMLIAN, T. R.; MASIERO, D. Dor fantasma em amputados de membro inferior como fator preditivo de aquisição de marcha com prótese. **Acta Fisiátrica**, v. 13, n. 3, p. 157-162, 2016.

LIMA, V. J. B. **Modelagem Estrutural de Joelho para Próteses Transfemorais Micro Processadas**. 2016. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) Universidade Federal de Pernambuco, Recife-PE, 2016.

MACÊDO, M. C. M. *et al.* Retorno ao trabalho de pacientes com amputação traumática de membros inferiores. **Acta Fisiátrica**, v. 20, n. 4, p. 179-182, 2016.

MARCHETTI, P.H.; DUARTE, M. Eletromiografia: uma breve revisão sobre os procedimentos de aquisição do sinal. **Terapia Manual**, v. 9, n. 44, p. 548-553, 2011.

MORAES, C.R.L. **Desenvolvimento de um joelho eletrônico para utilização em próteses transfemorais**. 2018. Dissertação (Mestrado em Engenharia Eletrônica e Sistemas) Universidade Federal de Pernambuco, Recife-PE, 2018.

MORAES, K.J. R. *et al.* Eletromiografia de superfície: padronização da técnica. **Neurobiologia**, v. 73, n. 3, p. 151-8, 2010.

MORAES, R.B. **Metodologia para detecção automática da ativação muscular em sinais eletromiográficos**. 2016. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre-RS, 2016.

MOORE, K.L. **Anatomia orientada para a clínica**. 7ª. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2014.

NEUMANN. D.A. **Cinesiologia do aparelho musculoesquelético**. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.

NETTER, F.H. **Atlas de Anatomia Humana**. 6ªed. Porto Alegre: Saraiva, 2015.

NODA, D.K.G.; MARCHETTI, P.H.; VILELA JUNIOR, G. B. A eletromiografia de superfície em estudos relativos à produção de força. **Revista CPAQV–Centro de Pesquisas Avançadas em Qualidade de Vida**, v. 6, n. 3, p. 2, 2014.

OLIVEIRA, V. *et al.* Osteointegração nos amputados: um passo em frente!. **Revista Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia**, v. 23, n. 2, p. 168-176, 2015.

OLIVEIRA JUNIOR, V. G. **Uma contribuição ao desenvolvimento de uma prótese antropomórfica hidráulica de membro inferior microcontrolada**. 2006. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade estadual de Campinas, Campinas-SP, 2006.

ORTOLAN, R. L. **Estudo e Avaliação de Técnicas de Processamento do Sinal Mioelétrico para o Controle de Sistemas de Reabilitação**. 2002. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica). Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2002.

PANTALL, A.; EWINS, D. Muscle activity during stance phase of walking: comparison of males with transfemoral amputation with osseointegrated fixations to nondisabled male volunteers. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v. 50, n. 4, p. 499-514, 2013.

PIRES, S. R.; SANDOVAL, R. A. Perfil de diabéticos amputados de membro inferior atendido no serviço de fisioterapia do centro de reabilitação e readaptação Dr. Henrique Santillo Crer. **Trances**, v. 2, n. 4, p. 213-224, 2010.

QUEIROZ, W. F. **Desenvolvimento de métodos construtivos e de novos materiais empregados na confecção de cartuchos de próteses de membros inferiores**. 2008. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica). Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal-RN, 2008.

ROCHA, T. S. **Desenvolvimento de Prótese Robótica Transfemural: Projetos Mecânico e de Atuação**. 2011. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Sistemas Eletrônicos e Automação). Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília, Brasília-DF, 2011.

SANTOS, G. M. *et al.* Relação eletromiográfica integrada dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral longo na marcha em sujeitos com e sem síndrome de dor femoropatelar. **Rev Bras Med Esporte**, v. 13, n. 1, p. 17-21, 2007.

SCHÜNKE, M.; SCHULTE, E.; SCHUMACHER, U. **Prometheus - Atlas de anatomia, Anatomia geral e aparelho locomotor**. São Paulo: Guanabara Koogan, 2007.

SILVA, P. C. **Desenvolvimento da prótese biomecânica do joelho**. 2009. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica). Instituto Superior de Engenharia de Lisboa, Lisboa, Portugal, 2009.

SKAU, J. R. **Avaliação do comportamento mecânico dos músculos do quadril em amputados transfemorais.**2006. Dissertação (Mestrado em Ciências). Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, São Paulo-SP, 2006.

SOBOTTA, J. **Atlas de anatomia humana.** 24^aed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2018.

SOUZA FILHO, L. F. M. *et al.* Tratamento da dor Fantasma em Pacientes Submetidos à Amputação: Revisão de Abordagens Clínicas e de Reabilitação. **Revista Brasileira de Ciências da Saúde**, v. 20, n. 3, p. 241-246, 2016.

TRILHA JUNIOR, M. *et al.* Simulação numérica tridimensional da mecânica do joelho humano. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 17, n. 2, p. 18-23, 2009.

VENTURA, S. Avaliação do equilíbrio estático em indivíduos amputados de membros inferiores através da biofotogrametria computadorizada. **Rev. bras. fisioter**, v. 10, n. 1, p. 83-90, 2006.

WAINSTEIN, A. J. A. *et al.* Amputação de membros por carcinoma escamocelular da pele: fatores envolvidos nesta evolução desfavorável. **Revista do Colégio Brasileiro de Cirurgiões**, v. 39, n. 3, p. 173-177, 2018.

WENTINK, E. C. *et al.* Intention detection of gait initiation using EMG and kinematic data. **Gait & posture**, v. 37, n. 2, p. 223-228, 2013.

ZHAO, J. *et al.* A Comparison of a Passive and Variable-Damping Controlled Leg Prosthesis in a Simulated Environment. **Nature-Inspired Mobile Robotics**.v.13 n.3 p. 153-160, 2013.

ANEXO A - FICHA DE AVALIAÇÃO

Nome: _____

End: _____

_____ Data _____

Fone: _____ Idade _____ Data de Nasc. _____ Sexo: ()M ()F

IMC: _____ Peso: _____ Altura: _____

Data da Amputação _____ Lado amputado: () D () E

Lado dominante () D () E

Etiologia da Amputação: _____

Dor no Coto ()S ()N Se sim Região: _____

Sensação Fantasma ()S ()N

Utiliza prótese ()S ()N Tipo: _____

Tempo de Utilização diária em horas: () até1 ()1-3 ()4-5 ()6-7 () mais de 8

Trabalha atualmente ()S ()N Profissão _____

Pratica esporte ()S ()N Qual _____

Cicatriz: () Normal ()irregular ()Hipertrófica () Aderida ()Infectada