

UnB - UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FGA - FACULDADE GAMA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
BIOMÉDICA

AVALIAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DE AMPUTADOS
TRANSFEMORAIS PARA ATIVAÇÃO DE MEMBROS
ARTIFICIAIS

CAROLINA GIRARDI ALVES

ORIENTADORA: Dra. VERA REGINA FERNANDES DA SILVA
MARÃES

CO-ORIENTADOR: Dr. ARAKEN DOS S.WERNECK RODRIGUES

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

PUBLICAÇÃO: 012A/2013

BRASÍLIA/DF: JULHO – 2013

UnB - UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

FGA - FACULDADE GAMA

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
BIOMÉDICA**

**AVALIAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DE AMPUTADOS
TRANSFEMORAIS PARA ATIVAÇÃO DE MEMBROS
ARTIFICIAIS**

CAROLINA GIRARDI ALVES

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA DA FACULDADE GAMA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

APROVADA POR:

**Profa. Dra. Vera Regina Fernandes da Silva Marães
(Orientador)**

**Prof. Dr. Araken dos Santos Werneck Rodrigues
(Co-orientador)**

**Prof. Dr. Alexis Fonseca Welker.
(Examinador Externo)**

BRASÍLIA/DF, 23 DE JULHO DE 2013.

FICHA CATALOGRÁFICA

CAROLINA GIRARDI ALVES

AVALIAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DE AMPUTADOS TRANSFEMORAIS PARA ATIVAÇÃO DE MEMBROS ARTIFICIAIS, [Distrito Federal] 2013.

197.p., 210 x 297 mm (FGA/UnB Gama, Mestre, Engenharia Biomédica, 2013).
Dissertação de Mestrado - Universidade de Brasília. Faculdade Gama. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

- | | |
|------------------------|--|
| 1. ELETROMIOGRAFIA | 2. AMPUTAÇÃO |
| 3. MEMBROS ARTIFICIAIS | 4. MUSCULO ESQUELÉTICO |
| I. FGA UnB Gama/ UnB. | II. AVALIAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DE AMPUTADOS TRANSFEMORAIS PARA ATIVAÇÃO DE MEMBROS ARTIFICIAIS (série) |

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

ALVES, C. G.. (2013). AVALIAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DE AMPUTADOS TRANSFEMORAIS PARA ATIVAÇÃO DE MEMBROS ARTIFICIAIS. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Publicação 012A./2013, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Faculdade Gama, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 197.p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: CAROLINA GIRARDI ALVES

TÍTULO: AVALIAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DE AMPUTADOS TRANSFEMORAIS PARA ATIVAÇÃO DE MEMBROS ARTIFICIAIS.

GRAU: Mestre

ANO: 2013.

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

2013

DEDICATÓRIA

Para meu esposo Diogo, com amor.

“Uma das coisas que aprendi é que se deve viver apesar de. Apesar de, se deve comer. Apesar de, se deve amar. Apesar de, se deve morrer. Inclusive muitas vezes é o próprio apesar de que nos empurra para frente. Foi o apesar de que me deu uma angústia que insatisfeita foi a criadora da minha própria vida”

Clarice Lispector

“A ignorância gera confiança com mais frequência do que o conhecimento: são aqueles que sabem pouco, e não aqueles que sabem muito, que tão positivamente afirmam que esse ou aquele problema jamais será resolvido pela ciência.”

Charles Darwin.

AGRADECIMENTOS

Escrever uma dissertação de Mestrado é uma experiência enriquecedora e de plena superação. Modificamo-nos a cada tentativa de buscar respostas às nossas aflições de ‘pesquisador’. Para aqueles que compartilham conosco desse momento, parece uma tarefa interminável e enigmática que só se torna realizável graças a muitas pessoas que participam, direta ou indiretamente, mesmo sem saber realmente o que e para que nos envolvemos em pesquisa. E é a essas pessoas que gostaria de agradecer:

Preliminarmente, quero agradecer a Deus pelo dom da vida.

- Ao meu amado esposo, Diogo de Carvalho Rispoli, pela compreensão, por acreditar em mim e no meu potencial; por sempre me apoiar e incentivar a prosseguir com meus desejos e sonhos e principalmente pelo seu amor.
- Ao meu querido cunhado e professor, Vinícius de Carvalho Rispoli, por me guiar diante de um oceano ora obscuro: a matemática, e que por isso, hoje, consigo enxergá-lo com mais clareza e nitidez.
- Aos meus orientadores, prof^ª dr^a Vera Regina Fernandes da Silva Marães e prof dr. Araken Werneck, por me mostrarem o caminho da ciência e por fazerem parte dessa minha jornada acadêmica.
- À dr^a Patrícia Lago por estar sempre ao meu lado em nosso trabalho, no laboratório de Neurofisiologia Clínica, me ajudando a discutir e elaborar melhores ideias e conceitos para este projeto e aos demais colegas pela compreensão nos momentos em que precisei me ausentar.
- Às minhas amigas e colaboradoras da Iniciação Científica: Juliana, Bruna, Tainara e Helmorany e ao amigo e colaborador Anderson por me auxiliarem na realização das coletas no Laboratório de Análise de Movimento no Campus UnB-Ceilândia e também pelo coleguismo em tarefa tão árdua.
- Aos 16 voluntários os quais gentilmente se propuseram a colaborar com esta pesquisa.
- Aos meus parentes, familiares e amigos pela paciência, pela compreensão e por estarem presentes em minha vida.
- Aos professores e orientandos do Laboratório de Automação e Robótica (LARA) no Campus Darcy Ribeiro pelo companheirismo no projeto como um todo.

RESUMO

AVALIAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DE AMPUTADOS TRANSFEMORAIS PARA ATIVAÇÃO DE MEMBROS ARTIFICIAIS

Autor: Carolina Girardi Alves

Orientador: Profa. Dra. Vera Regina Fernandes da Silva Marães

Co-orientador: Prof. Dr. Araken dos Santos Werneck Rodrigues

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica

Brasília, Julho de 2013.

A amputação transfemoral gera uma série de mudanças nas funções biomecânicas no corpo do indivíduo e que podem interferir no dia a dia do amputado. Tais mudanças podem gerar padrões de postura e de marcha diferentes, a fim de se adaptarem à perda do membro. O presente estudo tem como objetivo avaliar a viabilidade eletromiográfica de diferentes músculos do quadril em indivíduos amputados transfemorais unilaterais de membro inferior correlacionando os achados em indivíduos normais para o controle de um membro artificial desenvolvido pelo laboratório de automação e robótica da Universidade de Brasília. Os voluntários foram divididos em dois grupos: oito amputados, os quais são do sexo masculino e fisicamente ativos e um grupo controle composto por oito indivíduos do sexo masculino, não amputados e não sedentários. Os músculos do quadril foram avaliados de acordo com o consenso geral de colocação de eletrodos preconizado pelo projeto europeu *SENIAM*. Foram selecionados músculos da perna sadia e do coto residual, sendo eles: reto femoral (RF), semitendinoso (ST), além de musculaturas paravertebrais e bíceps femoral (BF). Dessa forma, foram analisados músculos esqueléticos agonistas e antagonistas durante a contração isométrica nos movimentos de flexão e extensão do quadril os quais foram controlados por uma cadeira isocinética e depois durante o ciclo de marcha, na esteira. Assim foi possível determinar um padrão de amplitude (*RMS*) e frequência mediana (*Fmed*) dos sinais eletromiográficos para os amputados e também possibilitou a mensuração do pico médio de torque (*PMT*) desses músculos para futuras análises no controle membros artificiais.

Palavras-chaves: eletromiografia, amputação, músculos esqueléticos e membros artificiais.

ABSTRACT

ELECTROMYOGRAPHIC ASSESSMENT IN TRANSFEMORAL AMPUTEES TO ENABLE ARTIFICIAL LIMBS

Author: Carolina Girardi Alves

Supervisor: Dra. Vera Regina Fernandes da Silva Marães

Co-supervisor: Dr. Araken dos Santos Werneck Rodrigues

Post-Graduation Program in Biomedical Engineering

Brasília, July of 2013.

The transfemoral amputation leads to a series of changes in functional biomechanics body that can interfere with daily life of the amputee can generate patterns of posture and gait to compensate for the loss of the limb. This study aims assessing the eletctromyographic feasibility of different hip muscles on transfemoral unilateral lower limb amputees in control of artificial limbs, which were developed by the laboratory of electrical engineering and robotics at the University of Brasilia. The volunteers will be split into two groups: eight male, physically active amputees and a control group who are also eight male, healthy, but they are non-amputees individuals. The hip muscles will be assessed in accordance with the general consensus of the placing of electrodes established by the European project SENIAM. Healthy leg muscles were selected and they are: retus femoralis (RF), semitendineous (ST), in addition to paravertebral muscles and bíceps femoralis (BF). In this way, agonists and antagonists skeleton muscles were evaluated during the isometric contraction of hip's movements of extension and flexion, which were controlled by an isokinect chair and them during gait on a treadmill. So, it was possible to assess a pattern of electromyographic signals in amplitude (RMS) and median frequency (Fmed) of the amputees and it were also possible to measure the mean torque pikes (PMT) of these skeleton muscles to future assessments on artificial limbs control.

Key-words: *electromyography, amputation, skeleton muscles and artificial limbs.*

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	16
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO E FORMULAÇÃO DO PROBLEMA	16
1.1.1	Histórico sobre membros artificiais	17
1.1.2	Histórico sobre a Análise da Marcha Humana	18
1.1.3	Definição do Problema	18
1.2	OBJETIVOS	21
1.2.1	Objetivo geral	21
1.2.2	Objetivos específicos	21
1.3	REVISÃO DA LITERATURA	22
1.4	ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO	24
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	25
2.1	AMPUTAÇÃO	25
2.2	A MARCHA HUMANA E SUA BIOMECÂNICA	25
2.3	EMGs E SENSORES ARTIFICIAIS	27
2.4	MEMBROS ARTIFICIAIS PASSIVOS (PRÓTESES PASSIVAS)	32
2.5	MEMBROS ARTIFICIAIS ATIVOS (PRÓTESES ATIVAS)	33
2.6	MÉTODO ESTATÍSTICO	35
2.6.1	Modelo One-Way ANOVA	36
2.6.2	Modelo <i>Two-Way ANOVA</i>	36
2.6.3	Interpretação do <i>p</i> - valor	36
3	METODOLOGIA	38
3.1	AMOSTRAGEM	38
3.1.1	Seleção dos indivíduos da pesquisa	38
3.2	VISÃO GERAL	39
3.3	PROCEDIMENTO	40
3.3.1	Consenso geral de colocação de eletrodos (<i>SENIAM</i>)	41
3.3.2	Instrumentação	42
3.4	PROTOCOLO EXPERIMENTAL	43
3.4.1	Protocolo estático	44
3.4.2	Protocolo dinâmico	46
3.5	PROCESSAMENTO DO SINAL	47
3.6	ANÁLISE ESTATÍSTICA	48

3.7 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO	48
4 RESULTADOS.....	50
4.1 ETAPA DE COLETAS	50
4.2 RESULTADOS do PROTOCOLO ESTÁTICO.....	51
4.2.1 EMGs com a articulação no ângulo de 30° para o grupo A.....	51
4.2.2 EMGs com a articulação no ângulo de 30° para o grupo B	57
4.2.3 EMGs com a articulação no ângulo de 60° para o grupo A.....	60
4.2.4 EMGs com a articulação no ângulo de 60° para o grupo B.	66
4.3 RESULTADOS PROTOCOLO DINÂMICO.....	69
4.4 RESULTADO DA MÉDIA DE PICO TORQUE NA CVM.....	71
4.4.1 Resultados pico médio de torque (PMT) para os ângulos de 30°e 60° no grupo A e B	71
5 DISCUSSÃO E CONCLUSÃO.....	74
6 TRABALHOS FUTUROS	79
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	80
ANEXOS.....	84
ANEXO 1: PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA.....	85
ANEXO 2: PUBLICAÇÕES	86
ANEXO 3: PADRÕES DE ATIVAÇÃO MUSCULAR NA MARCHA NORMAL	94
ANEXO 4: MODELO DA PRÓTESE E DO <i>SOCKET</i> UTILIZADO PELOS VOLUNTÁRIOS.	95
ANEXO 5: SINAIS E GRÁFICOS ESTATÍSTICOS DA EMGS ESTÁTICA.....	96
ANEXO 6: SINAIS E GRÁFICOS ESTATÍSTICOS DA EMGS DINÂMICA	175
ANEXO 7: SINAIS E GRÁFICOS ESTATÍSTICOS DO TORQUE	193

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Características gerais e antropométricas do grupo A.	50
Tabela 2: Características gerais e antropométricas do grupo B.....	51
Tabela 3: Valores individuais e a média da <i>RMS</i> do membro intacto dos indivíduos amputados durante a Extensão de 30° do quadril.	52
Tabela 4: Valores individuais e a média da <i>Fmed</i> do membro intacto nos indivíduos amputados durante a Extensão 30° do quadril.	52
Tabela 5: Valores individuais e a média da <i>RMS</i> do coto residual durante a Extensão 30° do quadril.....	53
Tabela 6: Valores individuais e a média da <i>Fmed</i> do coto residual durante a Extensão 30° do quadril.....	53
Tabela 7: Valores individuais e a média da <i>RMS</i> do membro intacto dos indivíduos amputados durante a Flexão 30° do quadril.	54
Tabela 8: Valores de cada indivíduo e a média da <i>Fmed</i> do membro normal do indivíduo amputados em Flexão 30°.	54
Tabela 9: Valores de cada indivíduo e a média da <i>RMS</i> do coto residual dos indivíduos amputados durante a Flexão 30°do quadril.	55
Tabela 10: Valores de cada indivíduo e a média da <i>Fmed</i> do coto residual dos indivíduos amputados durante a Flexão 30° do quadril.	55
Tabela 11: Média dos valores de <i>RMS</i> e <i>Fmed</i> intra-indivíduos sujeitos amputados (membro normal) e coto residual no ângulo de 30° em Extensão.....	56
Tabela 12: Média dos valores de <i>RMS</i> e <i>Fmed</i> intra-indivíduos sujeitos amputados (membro normal) e coto residual no ângulo 30° em Flexão.	57
Tabela 13: Valores da <i>RMS</i> dos Indivíduos do grupo controle (grupo B) durante a extensão no ângulo de 30° do quadril.	57
Tabela 14: Valores da <i>Fmed</i> nos Indivíduos do grupo controle (grupo B) durante a extensão no ângulo a 30°do quadril.	58
Tabela 15: Valores da <i>RMS</i> dos Indivíduos do grupo controle (grupo B) durante a flexão no ângulo a 30° do quadril.	58
Tabela 16: Valores da <i>Fmed</i> dos Indivíduos do grupo controle (grupo B) durante a flexão no ângulo a 30°do quadril.	59
Tabela 17: Média dos valores de <i>RMS</i> e <i>Fmed</i> e os <i>p</i> -valores inter-grupos (grupos A e B) indivíduos amputados (membro intacto) e indivíduos do grupo controle da extensão a 30°.	59
Tabela 18: Média dos valores de <i>RMS</i> e <i>Fmed</i> e os <i>p</i> -valores inter-grupos (grupos A e B) indivíduos amputados (membro intacto) e indivíduos do grupo controle da flexão a 30°. .	60
Tabela 19: Valores individuais e a média da <i>RMS</i> do membro intacto dos indivíduos amputados durante a Extensão de 60° no quadril.	61
Tabela 20: Valores individuais e a média da <i>Fmed</i> do membro intacto dos indivíduos amputados durante a Extensão 60° do quadril.	61
Tabela 21: Valores individuais e a média da <i>RMS</i> do membro intacto nos indivíduos amputados durante a Flexão de 60°do quadril.	62

Tabela 22: Valores individuais e a média da Fmed do membro intacto dos indivíduos amputados durante a Flexão de 60° do quadril.....	62
Tabela 23: Valores individuais e a média da RMS do coto residual dos indivíduos amputados durante a Extensão em 60° do quadril.....	63
Tabela 24: Valores individuais e a média da Fmed do coto residual dos indivíduos amputados durante a Extensão de 60° do quadril.....	63
Tabela 25: Valores individuais e a média da RMS do coto residual dos indivíduos amputados durante a flexão 60° do quadril.....	64
Tabela 26: Valores individuais e a média da Fmed do coto residual dos indivíduos amputados durante a flexão de 60° do quadril.....	64
Tabela 27: Média dos valores de RMS e Fmed intra-indivíduos sujeitos amputados (membro normal) e coto residual no ângulo de 60° em extensão.....	65
Tabela 28: Média dos valores de RMS e Fmed intra-grupos dos indivíduos amputados, membro intacto e coto residual durante a flexão no ângulo de 60° do quadril.....	66
Tabela 29: Valores individuais e a média da RMS do grupo controle durante a Extensão 60° do quadril.....	67
Tabela 30: Valores individuais e a média da Fmed do grupo controle durante a Extensão 60° do quadril.....	67
Tabela 31: Valores individuais e a média da RMS do grupo controle durante a Flexão a 60° do quadril.....	68
Tabela 32: Valores individuais e a média da Fmed do grupo controle durante a Flexão 60° do quadril.....	68
Tabela 33: Média dos valores de RMS e Fmed inter-grupos (grupos A e B) indivíduos amputados (membro intacto) e indivíduos controle durante a extensão do quadril a 60° ..	69
Tabela 34: Média dos valores de RMS e Fmed inter-grupos (grupos A e B) indivíduos amputados (membro intacto) e indivíduos controle durante a flexão do quadril a 60°	69
Tabela 35: Média dos valores de RMS e Fmed e os <i>p</i> -valores intra-grupos amputados (coto residual e membro intacto) durante a marcha nas três velocidades distintas.....	70
Tabela 36: Análise dos <i>p</i> -valores para os parâmetros (RMS e Fmed) dos músculos RF e PV durante a marcha nas três velocidades distintas.....	70
Tabela 37: Média dos valores de PMT dos grupos A e B.....	71
Tabela 38: Análise dos <i>p</i> -valores intra-grupos amputados (coto residual com membro normal) nos ângulos de 30° e 60° em extensão.....	72
Tabela 39: Análise dos <i>p</i> -valores intra-indivíduos amputados (coto residual com membro normal) nos ângulos de 30° e 60° em flexão.....	72
Tabela 40: Análise dos <i>p</i> -valores inter-grupos controle e amputados (membro intacto) nos ângulos de 30° e 60° em extensão.....	73
Tabela 41: Análise dos <i>p</i> -valores inter-grupos normais e amputados (membro intacto) nos ângulos de 30° e 60° em flexão.....	73

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Protótipo não funcional de membro artificial para amputados transfemorais desenvolvida no LARA/UnB (ÂNGELO, 2012).....	19
Figura 2: Ciclo da marcha humana normal, adaptado de ROCHA <i>et.al.</i> ,(2010).....	26
Figura 3: Representação do mecanismo de captura e análise do sinal EMG, adaptado de PPGIE, (2012).	27
Figura 4: Diagrama dos fatores que influenciam no sinal EMG. (adaptado de DE LUCA, 1997).	28
Figura 5: Estabilização da pélvis pelo uso do <i>socket</i> , (adaptado de RADCLIFFE, 1977). ..	33
Figura 6: Modelo do método <i>CIC</i> (adaptado de MARTIN, 2010).	34
Figura 7: Modelo do método <i>IEC</i> (adaptado de MARTIN, 2010).	34
Figura 8: Voluntário amputado transfemoral unilateral.....	38
Figura 9: Atividade da EMGs durante a flexão quadril esquerdo sem estabilizar membro contralateral.	39
Figura 10: Atividade da EMGs durante a flexão quadril direito com estabilização do membro contralateral.	39
Figura 11: Localização do posicionamento ideal de eletrodos (FRERIKS, 2000).....	41
Figura 12: Diagrama do sistema utilizado. (adaptado de <i>MEGAWIN 3.0 Manual do Usuário</i> , 2010).	42
Figura 13: Ambiente de coleta dinâmica.....	43
Figura 14: Ambiente de coleta estática.	43
Figura 15: Colocação dos eletrodos da eletromiografia no músculo reto femoral.	44
Figura 16: Colocação dos eletrodos da eletromiografia nos músculos semitendinoso (medial); bíceps femoral (lateral).	45
Figura 17: Colocação dos eletrodos da eletromiografia no músculo reto femoral no membro amputado.	46
Figura 18: Colocação dos eletrodos da eletromiografia nos músculos semitendinoso e bíceps femoral no coto residual e no membro saudável.	47
Figura 19: Eletrodos do tipo botão	77

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 Relação músculo, colocação de eletrodo e contração realizada.....	45
--	----

LISTA DE SÍMBOLOS, NOMENCLATURAS E ABREVIACÕES

ANOVA – Analysis of Variance

ATF – Amputado transfemoral

BF – Bíceps Femoral

CBEB XXII – XXII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica

CETEFÉ - Associação de Centro de Treinamento de Educação Física Especial

CIC – Computational Intrinsic Control

CM – Ciclo de marcha

CoM – Center of Massa

CVM - Contração Voluntária Máxima

EMGs – Eletromiografia de superfície

FCE - Faculdade de Ceilândia

FFT – Fast Fourier Transform

FGA – Faculdade do Gama

Fmed – Frequência mediana

Fmn – Frequência média

IEC – Iterative Extrinsic Control

LARA – Laboratório de Automação e Robótica da UnB

MI – Membro Inferior

MS - Membro Superior

PMT – Pico Médio de Torque

PV- Paravertebral

RF – Reto Femoral

RMS – Root Mean Square

SENIAM – Surface Electromyography for the non-invasive assessment of muscles.

SN- Sistema Nervoso

SNC – Sistema Nervoso Central

ST- Semitendinoso

UnB – Universidade de Brasília

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO E FORMULAÇÃO DO PROBLEMA

Existem doenças relacionadas à incapacidade nervosa de conduzir os impulsos elétricos pelo axônio, tanto pela via eferente (motora) quanto pela via aferente (sensitiva). A via eferente é responsável pela transmissão dos impulsos elétricos gerados no córtex motor, os quais percorrem o neurônio motor superior, chegam à medula espinhal (interneurônio), onde serão transmitidos ao neurônio motor inferior e, por fim são distribuídos periféricamente aos seus respectivos músculos de inervação para gerar a contração muscular. Métodos e equipamentos específicos foram desenvolvidos para realizar a avaliação da contração muscular, a fim de determinar padrões patológicos e normais com intenção de diferenciá-los (PINTO, 1996).

A eletromiografia de superfície (EMGs) é um método não invasivo de estudo da atividade muscular, que utiliza eletrodos de prata ou cloreto de prata, colados à pele com fita micropore, dupla face ou eletrodos autoadesivos. A técnica é aplicada em diversas áreas, como Neurologia, Reabilitação, Ortopedia, Ergonomia, Esportes etc. A maior parte dos desenvolvimentos está disperso por todas as partes do mundo em grupos científicos específicos. A metodologia desses grupos é diferente. A variação nessa metodologia dispersa dificulta o uso dessa técnica, por esse motivo a padronização é essencial (FRERIKS, 2000).

Com a intenção de padronizar e otimizar a captura dos sinais eletromiográficos de superfície, foi desenvolvido o Projeto *Surface Electromyography for the non-invasive assessment of muscles (SENIAM)* criado por Freriks (2000).

Este projeto consiste em um guia anatômico de como obtermos a localização ideal para posicionarmos tais eletrodos sobre a pele, dessa forma é possível captarmos o sinal biológico muscular com maiores amplitudes e menores artefatos, interferências e ruídos externos. Ele possui dois objetivos principais:

- Resolver itens chave que permitam a troca útil de informações e experiência clínica;
- Integrar pesquisas básicas e avançadas em Eletromiografia de superfície no nível europeu para se estabelecer Cooperação europeia.

Como exposto anteriormente, a aplicação da EMGs vem se mostrando pertinente em diversas áreas da saúde, como na medicina, biomedicina, fisioterapia e pode ser utilizada em integração com outras áreas, como as engenharias. Dessa forma, poderá beneficiar a população através de novos estudos que visam confeccionar aparatos funcionais para a reabilitação de indivíduos amputados segundo. (PANTALL *et. al.* 2011).

A EMGs não nos fornece informações de força muscular. Desta forma, para obtermos tais dados é necessária a utilização de um dinamômetro, analógico ou digital. O significado de força muscular é amplo e se refere à habilidade do tecido contrátil de produzir tensão e uma força resultante com base nas demandas impostas sobre o músculo (ZABKA, 2011). A força muscular é um importante componente da prática desportiva, por essa razão a avaliação da força muscular com recurso da dinamometria isocinética é largamente utilizada.

1.1.1 Histórico sobre membros artificiais

As evidências sobre o uso de próteses datam do antigo Egito. O primeiro artefato protético encontrado em uma múmia foi um dedo hálux de madeira cuidadosamente entalhado para substituir um que fora amputado. A perna protética mais antiga constatada data de 300 a.C. e foi descoberta em Cápua, cidade de batalhas de gladiadores na Itália, esta era feita de madeira e cobre (DELLON, 2007).

No século XVI as próteses foram criadas de ferro para soldados feridos em batalhas. Um braço de ferro tinha capacidade de fletir totalmente a mão. Em meados do século XIX James Potts criou uma perna com tendões artificiais para levantar o hálux quando dobrava o joelho (DELLON, 2007).

O interesse em membros artificiais aumentou durante a Guerra Civil Americana, devido ao enorme número de amputados que surgiram durante esta época. Os primeiros avanços tecnológicos ocorreram primariamente pela descoberta dos anestésicos, pois estes propiciaram a possibilidade de se realizar cirurgias mais longas, de forma que o médico poderia modelar melhor o coto, oferecendo melhor adaptação à prótese (DELLON e, 2007).

1.1.2 Histórico sobre a Análise da Marcha Humana

A análise da marcha humana é a mensuração, a descrição e a avaliação sistemática de dados que caracterizam a locomoção humana (FALOPPA, 2008).

A documentação sobre a marcha humana iniciou-se a partir do século XIX. No século XX, com os avanços tecnológicos, vários centros desenvolveram laboratórios para analisar a marcha humana. O avanço nos estudos da marcha foi tão importante que hoje se considera inadmissível indicar tratamento para uma deficiência de marcha sem antes realizar uma análise cuidadosa da locomoção (FALOPPA, 2008).

A quantificação do movimento e a detecção de alterações não percebidas a olho nu acrescentaram muitas vantagens à pesquisa e ao entendimento da marcha, permitindo nos casos de evolução de tratamento, comparar os períodos anteriores e posteriores (FALOPPA, 2008).

1.1.3 Definição do Problema

A proposta do projeto no Laboratório de Automação e Robótica (LARA/UnB) tem como intenção desenvolver próteses microprocessadas de membro inferior, sendo transtibiais e transfemorais. Todo este estudo está iniciando, ou seja, ainda nas etapas de concepção, especificações e revisão bibliográfica voltada para o estado da arte das próteses atuais. Foi decidido que o protótipo da prótese sofreria evolução gradual, de acordo com os resultados que fossem sendo obtidos e validados. A ideia principal é de sempre buscar a maior funcionalidade em marcha real, similar à biológica. Este é um projeto de grande porte e por este motivo possui uma equipe multidisciplinar em atuação, esta é constituída desde membros do LARA, da Faculdade de Ceilândia (FCE) e da Faculdade do Gama (FGA) (ÂNGELO, 2012).

Atualmente o enfoque é voltado para os membros artificiais a nível transfemoral, como visto na Figura 1, desde sua síntese mecânica e eletrônica até a pesquisa de algoritmos de estimação de marcha e detecção da intenção de movimento do usuário, além da avaliação clínica do uso da prótese em amputados. A princípio a prótese atuaria apenas no joelho e suas definições de mecanismo, o atuador e os principais tipos de sensores foram implementados, seguidos do projeto mecânico, eletrônico e *software*. Posteriormente, serão incorporados pés, tibia e o *socket* (ÂNGELO, 2012).

Nesse mesmo laboratório, o estudo sobre a modulação da marcha humana com propósito de aprimorar o desempenho de membros artificiais, traz bons resultados a respeito da estimação da rigidez do membro humano, o qual é muito difícil de ser calculado diretamente. As amostras foram coletadas por simulações utilizando o cálculo do centro de massa (*CoM*), sua velocidade e força (DIAZ *et. al.*, 2013).

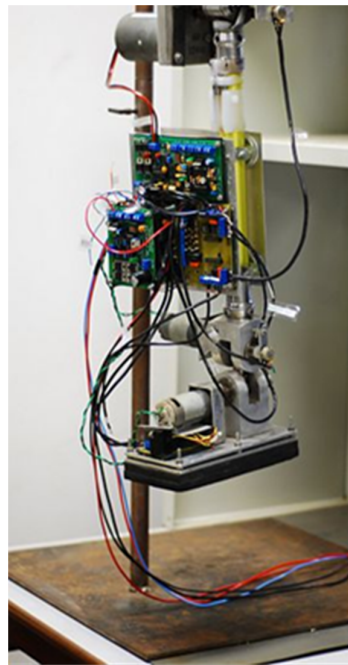


Figura 1: Protótipo não funcional de membro artificial para amputados transfemorais desenvolvida no LARA/UnB (ÂNGELO, 2012).

O presente trabalho é uma ramificação do projeto desenvolvido no LARA/UnB que busca obter informações sobre os sinais elétricos musculares e verificar se seus parâmetros (RMS e Fmed) são compatíveis aos de indivíduos normais, visando à retroalimentação de uma prótese ativa mioelétrica de membro inferior que está sendo desenvolvida no LARA/UnB. Na literatura atual é possível encontrar trabalhos avançados relativos a

próteses mioelétricas de membro superior, porém os estudos acerca desse tipo de prótese para membros inferiores ainda está em fase embrionária. Por isso estudos dos padrões eletromiográficos basais em amputados acima do joelho são valorosos no auxílio em projetos de membros inferiores artificiais mioelétricos.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo geral

O presente trabalho tem o objetivo de analisar a contribuição da EMGs na avaliação de musculaturas de amputados transfemorais, bem como a eficiência dos sinais coletados como miosensores no controle de membros artificiais ativos, comparando o grupo de amputados transfemorais a um grupo controle.

1.2.2 Objetivos específicos

Os objetivos deste trabalho podem ser detalhados segundo dois aspectos ou áreas de interesse: instrumentação eletromédica e engenharia da reabilitação.

Quanto à instrumentação eletromédica, este trabalho se propõe a:

- Estudar o funcionamento e as características do equipamento de captura dos sinais eletromiográficos;
- Propor um protocolo experimental para futuras análises eletromiográficas na marcha de amputados transfemorais.

Quanto à engenharia da reabilitação, este trabalho se propõe a:

- Estudar e analisar variabilidade do padrão de ativação muscular durante o movimento em amputados transfemorais;
- Analisar os sinais da EMGs em suas características fundamentais, como amplitude e frequência em amputados transfemorais e correlacionar aos padrões normais.

1.3 REVISÃO DA LITERATURA

A pesquisa da base bibliográfica utilizada neste trabalho considerou a busca por livros, teses, monografias e artigos nas seguintes fontes especializadas: PubMed index MedLine, IEEE (*Institute of Electrical and Electronics Engineers*), Lilacs Bireme e Scielo.

O PubMed é uma base de dados que permite a pesquisa bibliográfica de artigos publicados em revistas de grande circulação da área médica. Ele foi desenvolvido pelo NCBI (*National Center for Biotechnology Information*), sendo mantido pela NLM (*National Library of Medicine*). A pesquisa realizada com a palavra-chave “EMGs *amputees*” retornou oito (8) trabalhos, dos quais apenas três (3) foram relevantes ao tema em estudo. Nessa mesma base, uma pesquisa com o argumento “EMG *gait amputees*” implicou em trinta e três (33) trabalhos, dos quais apenas três foram de real interesse. O cruzamento dos dados das duas pesquisas resultou em um trabalho de interesse.

Em seguida, foi realizada a busca com seguintes palavras-chave: “muscular *activity patterns amputees*”, foram achados 80 trabalhos, dos quais cinco (5) foram de maior interesse à presente tese. Por fim, a pesquisa pelas palavras-chaves “EMG *patterns control prothesis*” gerou (84) trabalhos, dos quais (7) foram relevantes, as palavras-chaves “*Myoelectric control prothesis patterns*” proporcionou (27) artigos, porém apenas (5) foram interessantes para esta pesquisa.

Além da pesquisa em base de dados relevantes, foi realizada pesquisa diretamente na biblioteca da Associação das Pioneiras Sociais (APS), de seu acervo foram encontradas duas teses de mestrado das quais foi possível extrair informações importantes para o enriquecimento da revisão da literatura da minha tese. Em especial a tese que procurava fadiga muscular em doenças neuromusculares, como a *Charcot-marie* tipo 1A, utilizando a EMGs.

Houve trabalhos nesta busca na base de dados *Medline*, como os citados de HUANG (2012), que estudou padrões de ativação muscular em amputados transtibiais na Universidade de Michigan, bem como do DeLuca (1997) que elaborou um *guideline*, de como se realizar estudos, desde a captura, do processamento até a análise do sinal utilizando a EMGs. Esses foram os trabalhos que auxiliaram o embasamento inicial para se nortear o início da presente pesquisa.

A busca realizada por meio eletrônico, na internet, detectou dois sites de interesse. O primeiro foi o website do projeto *SENIAM*, deste foi possível extrair informações a respeito das recomendações para colocação de eletrodos na EMGs; o segundo acessamos o site do Programa de Pós Graduação em Informática na Educação, texto produzido pelo professor Milton Antônio Zaro, lotado na faculdade de engenharia, estas informações foram utilizadas para enriquecer os conhecimentos em relação ao processamento (uso e tipos de filtros etc) e análise do sinal EMG coletado.

1.4 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Este trabalho está organizado em seis capítulos, incluindo este capítulo.

No capítulo dois, é apresentada uma visão geral do referencial teórico, objetivando a compreensão das tecnologias dos membros artificiais ativos mioelétricos utilizadas na área de saúde e reabilitação atual. Além disso, visa abordar aspectos conceituais da eletromiografia de superfície a fim de nortear a compreensão da origem dos problemas apresentados neste trabalho.

O capítulo três detalha a metodologia utilizada no estudo.

O capítulo quatro descreve os resultados obtidos da coleta estática e da coleta dinâmica. Na coleta estática obtiveram dados eletromiográficos coletados pelo eletromiógrafo wireless de superfície e dados de pico médio de torque coletados a partir do uso da cadeira isocinética, os quais foram correlacionados posteriormente.

O capítulo cinco discute os pontos de maior importância envolvendo o tema deste estudo e apresenta as conclusões finais do trabalho.

Por fim, o capítulo seis apresenta os trabalhos futuros que podem ser desenvolvidos a partir das ideias apresentadas neste documento.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 AMPUTAÇÃO

O termo amputação pode ser definido como sendo a retirada, geralmente cirúrgica, total ou parcial de um membro (OLIVEIRA, 2009). As amputações transfemorais localizam-se entre a desarticulação do quadril e do joelho e podem ser divididas em três diferentes níveis, de acordo com a proximidade do tórax, sendo eles em terço proximal, médio e distal. Este procedimento leva a uma série de alterações funcionais na biomecânica corporal que podem interferir no cotidiano do amputado gerando, ainda, padrões de postura e de marcha para compensar a perda do membro.

De acordo com Carvalho (2003) o membro residual após a cirurgia para amputação denomina-se coto. Alguns cuidados são necessários neste membro residual para evitar escaras e machucados, principalmente quando o coto for proximal, tendo em vista ter sofrido deformações pós-cirúrgicas. Nesse tipo de amputação é necessário evitar a descarga de peso distal, além disso, cuidados devem ser tomados com as deformidades de flexão de quadril, rotação externa e abdução. A manutenção da amplitude do movimento e força muscular da pélvis é importante para a marcha desses amputados.

Existem quatro principais tipos de amputações: por anomalias congênitas; por doenças vasculares, as traumáticas e as neoplásicas. Nesta pesquisa o enfoque será nos dois últimos tipos de amputação: traumáticas e neoplásicas, tendo em vista que os sujeitos avaliados não nasceram com a falta do membro, como nas amputações congênitas e nem sofrem de alguma doença sistêmica incurável, como no caso dos pacientes vasculares (CARVALHO, 2003).

2.2 A MARCHA HUMANA E SUA BIOMECÂNICA

A marcha humana é caracterizada por uma sequência de múltiplos eventos rápidos e complexos, por isso a observação clínica, a identificação de alterações dos fenômenos e a observação do seu grau de afastamento do normal se tornam difíceis (FALOPPA,2008).

O ciclo de marcha é definido com a sequência simples de apoio e avanço de um único membro inferior ou membro de referência. O ciclo é dividido em duas fases: apoio e balanço. Em uma marcha normal, a fase de apoio é maior do que a de balanço,

representando cerca de 60% da duração do ciclo no Anexo 3 temos os padrões normais de ativação muscular durante o ciclo da marcha. A fase de apoio é dividida em 4 componentes e a fase de balanço é dividida em 3 componentes, como observamos na Figura 2 (ROCHA *et.al.*,2010).

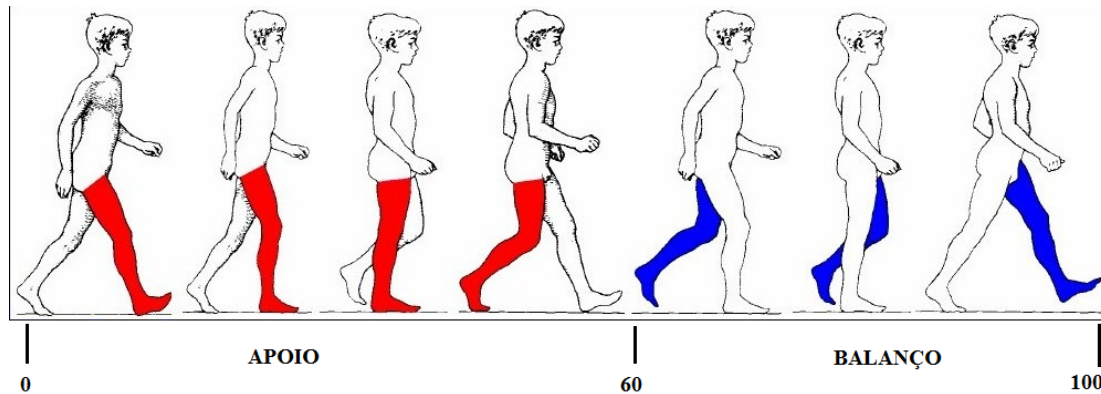


Figura 2: Ciclo da marcha humana normal, adaptado de ROCHA *et.al.*,(2010).

Segundo Faloppa (2008), existem alguns conceitos dentro da cinemática e biomecânica da marcha que são importantes de serem definidos, tais como:

- A cadência se refere ao número de passos em função do tempo, geralmente em minutos.
- O passo é o espaço compreendido entre o contato inicial do calcanhar do membro de referência até o contato inicial do calcanhar contralateral.
- A passada é o espaço entre o contato inicial do membro de referência no solo até o contato inicial do mesmo membro no solo.
- O ciclo de marcha é o conjunto dos fenômenos existentes dentro de uma passada e corresponde à sequência de funções de um membro, as quais se repetem a cada novo contato inicial.

2.3 EMGs E SENSORES ARTIFICIAIS

A eletromiografia de superfície é um método não invasivo de estudo da atividade muscular, já amplamente conhecido. O seu mecanismo de funcionamento age a partir dos sinais enviados pelo neurônio motor superior/inferior até as fibras musculares periféricas, gerando uma contração, que por sua vez terá seus sinais elétricos captados por eletrodos posicionados sobre a pele, transmitido por amplificador e transformado em sinais gráficos computadorizados, tal mecanismo pode ser observado na Figura 3. (PINTO, 1996).

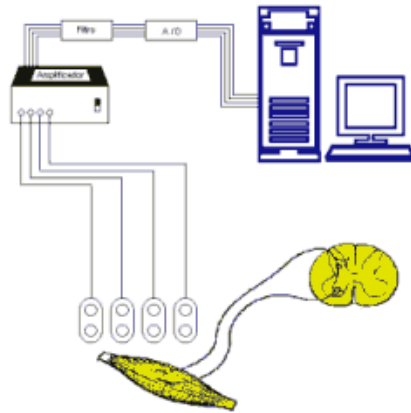


Figura 3: Representação do mecanismo de captura e análise do sinal EMG, adaptado de PPGIE, (2012).

Com o avanço tecnológico, o uso dessas técnicas vem apresentando-se cada vez mais necessárias. Em trabalho recente (HUANG, 2012) foi discutido que os membros artificiais ativos de membro inferior poderiam ser mais funcionais se tivessem seu controle alimentado por sinais elétricos do sistema nervoso do próprio usuário. Os sinais mioelétricos servem como uma fonte (retroalimentada) de controle de tais membros artificiais em potencial.

Existem fatores extrínsecos (da colocação dos eletrodos sobre a pele) e intrínsecos (fisiológicos e anatômicos) que podem influenciar no sinal da EMGs (DE LUCA, 1997), e também podem ser separadas em categorias: causativas, intermediárias e determinísticas. Como visto no esquema da Figura 4 a seguir.

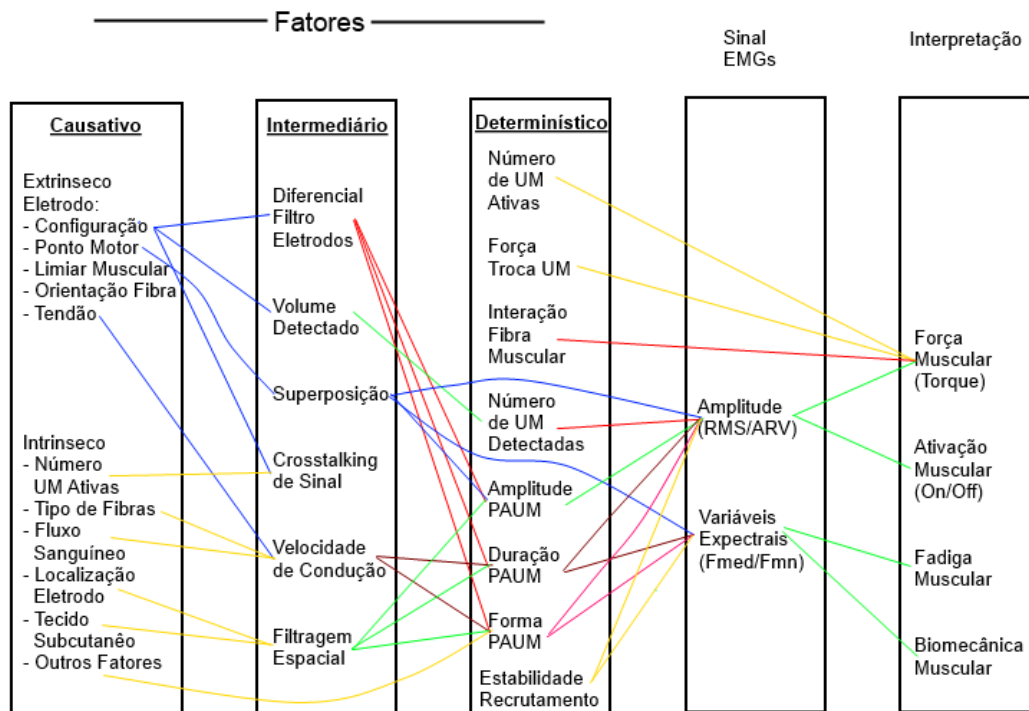


Figura 4: Diagrama dos fatores que influenciam no sinal EMG. (adaptado de DE LUCA, 1997).

Os parâmetros analisados são obtidos pelo processamento do sinal eletromiográfico nos domínios de tempo e frequência. No domínio do tempo, dois parâmetros são usualmente utilizados: a raiz quadrada da média (*RMS*) e o valor retificado proporcional, e ambos são apropriados e proporcionam uma medida útil da amplitude do sinal, na contração voluntária, o valor de *RMS* é mais apropriado, pois tem um significado físico mais claro.

Por outro aspecto, no domínio da frequência, as variações do espectro eletromiográfico são usualmente calculadas por meio da frequência média (*Fmn*) ou da frequência mediana (*Fmed*). O uso da *Fmed* é preconizado (DE LUCA, 1997), pois esta é ¹menos sensível a ruídos e mais sensível a fatores fisiológicos e bioquímicos que ocorrem durante a contração sustentada.

Diversos estudos (FERREIRA *et al.*, 2005), (DELIS *et al.*, 2009) e (HUANG *et al.*, 2012) demonstram que a EMGs oferece padrões de sinais que seriam suficientes para atingir o propósito de retroalimentar um membro artificial mioelétrico. A avaliação

¹ *RMS*: Root Mean Square; *Fmed*: Frequência Mediana; *Fmn*: Frequência Média.

muscular por meio da EMGs nos proporciona valores quantitativos passíveis de serem replicados quando colhidos durante a contração voluntária máxima CVM, auxiliada pelo uso de dinamômetros a fim de obter informações da força muscular durante a contração sustentada . (AGOSTINI *et. al.* 2009).

Por outro lado, a avaliação dinâmica, ou seja, durante a marcha, ainda tem seus percalços. Tendo em vista que a população alvo desta pesquisa é de amputados as limitações são ainda maiores pelo uso do *socket* e da prótese como um conjunto.

Os adventos supracitados além de serem tecnologicamente inovadores, também carregam consigo um benefício social no que diz respeito aos amputados em relação à melhora do desempenho nas suas tarefas de vida diária.

Dessa forma, para que o futuro desenvolvimento de sensores para controle mioelétrico de membros mioelétricos ocorra de forma satisfatória, é fundamental que haja um bom entendimento dos padrões de ativação e da atividade elétrica muscular dos indivíduos amputados e suas relações com a deambulação funcional.

De acordo com Pantall *et. al.* (2006) um número considerável de investigações, de diversas técnicas estatísticas, vêm sendo realizadas para avaliar a variabilidade da EMGs durante a locomoção. Em seu trabalho estudaram indivíduos com amputações transfemorais e demonstraram ser possível utilizar sinais elétricos musculares como sensores naturais para acionar uma articulação de joelho controlada por microprocessador. Segundo Ferreira *et. al.* (2005), as inúmeras técnicas desenvolvidas para o controle de membros artificiais utilizando sinais de EMGs objetivam a extração de informações desses sinais para que se tornem úteis e eficientes. Assim concluíram ser factível o controle do membro artificial ativo pelo uso de modelos de inteligência artificial.

Esse mesmo grupo de pesquisa Pantall *et. al.* (2011) em outro estudo que teve como meta investigar a função muscular no membro residual de amputados, precisou responder a duas perguntas específicas: a primeira era como a função nos músculos seccionados é afetada em termos de magnitude da contração e variabilidade; a segunda questionava se havia alguma mudança nas unidades motoras nesses músculos.

Os autores chegaram à conclusão de que o principal músculo seccionado, o adutor magno (AM) apresentava uma redução na habilidade de gerar força e uma grande

proporção de fibras musculares do tipo II, mas que se a intenção for selecionar um mioprocessador a musculatura intacta do glúteo máximo (GMX) e do músculo seccionado reto femoral (RF) revelam um maior aumento na amplitude da EMGs na contração isométrica e, portanto fornecem informações sensoriais mais valiosas do que nos músculos seccionados AM e RF. Apesar de ter sido considerado um bom mioprocessador, o músculo Glúteo máximo (GMX) possui uma limitação importante, por ser recoberto por uma densa camada de tecido adiposo decorre em uma dificuldade na captação de seus sinais eletromiográficos.

Neste estudo as conclusões se demonstraram satisfatórias, porém a pouca habilidade que os indivíduos amputados apresentam em manter uma contração isométrica estável, pode ser uma limitação para aproveitar a EMGs como mioprocessador em músculos individuais.

Alguns trabalhos, como o realizado por Delis *et. al.* (2009) relatam que a EMGs, por ser um método não-invasivo e representar a intenção de movimento do indivíduo, torna-se uma boa ferramenta para se ter o controle de uma prótese. Neste mesmo estudo, demonstram um novo algoritmo para estimar o ângulo da articulação a partir de sinais de EMGs, os quais foram comparados quantitativamente ao método proposto anteriormente por Yang *et. al.* (2007).

A avaliação dos sinais mioelétricos realizada durante a contração máxima voluntária (CMV), como descrita nos inúmeros estudos pesquisados, tornou-se prática comum no meio acadêmico. Em contrapartida, análise da EMGs dinâmica ainda possui fatores limitantes para a análise quantitativa de seus parâmetros. (AGOSTINI *et. al.* 2009)

O principal fator limitante na análise dos sinais de EMGs dinâmica é a oscilação do sinal decorrente da própria movimentação na marcha. Ainda hoje, não existem descrições da atividade muscular sobre inúmeros passos consecutivos, tanto para população adulta como para a pediátrica (AGOSTINI *et. al.* 2009). Novas técnicas para acessar os intervalos de ação muscular sem necessitar de traçados lineares já foram propostas por Bonato *et. al.* (1998) e para segmentar os sinais nas trocas de pés em Balestra *et. al.* (2002). Então, para tornar os sinais de EMGs comparáveis entre si e entre sujeitos é preciso escolher o método de normalização de tempo e da amplitude do sinal da EMGs em relação a uma amplitude referida Bonjanic *et. al.* (2010).

Estudo realizado por Huang (2012) mostrou ser possível que sinais de EMGs fossem coletados durante a deambulação do voluntário e que posteriormente fossem analisados. Porém, esse feito tornou-se possível pelo uso de eletrodos de superfície desenvolvidos especialmente para esse tipo de coleta. A pesquisa relata que sinais mioelétricos são fontes em potencial no controle de membros artificiais ativos e demonstram que os potenciais de ação da ativação muscular podem ser gravados em um coto com o uso da interface do *socket* e da prótese passiva durante a marcha sem sofrerem grandes perdas na qualidade do sinal.

Por outra perspectiva, temos trabalhos de Paz Junior (2001, 2007), que possuem uma visão do controle de membros artificiais mioelétricos advindo do sistema nervoso central. Eles se concentram prioritariamente no estudo do córtex sensitivo-motor, por meio da ressonância magnética funcional (fRNM), a fim de identificar quais regiões cerebrais são ativadas no momento em que o amputado realiza o movimento no membro residual. Dessa forma, é correlacionada a atividade central à captura dos sinais de EMGs periféricamente no coto do amputado.

Em Cohen *et. al.* (1991), referem-se à reorganização motora central após amputação. Este grupo estudou potenciais evocados motores (PEM), com uso de estimulação magnética transcraniana e captação por EMGs em músculos residuais, perceberam que os resultados eram compatíveis com reorganização cortical ou medular das vias motoras atingindo musculatura proximal ao coto após amputação.

De fato, os membros artificiais mioelétricos, os quais possuem o controle do joelho acionado por sinais elétricos musculares do próprio usuário, poderiam ser mais funcionais se fossem acessadas por sinais do Sistema Nervoso (SN) do próprio usuário. Uma das vantagens dos controladores baseados em sensores intrínsecos é que costumam funcionar bem em tarefas cíclicas ou repetitivas, como a marcha. Porém são limitados quanto à sua aplicação em tarefas com variância motora alta, como ficar nas pontas dos pés (HUANG, 2012).

2.4 MEMBROS ARTIFICIAIS PASSIVOS (PRÓTESES PASSIVAS)

Próteses ou membros artificiais são utensílios utilizados para substituir alguma região perdida ou malformada do nosso organismo. No período pós-guerra surgiram empresas especializadas em confeccionar componentes, antes disso, eram produzidas por artesãos (CARVALHO, 2003).

Os tipos de próteses de membro inferior dependem do nível de amputação. Esses membros artificiais podem ser feitos para uso durante atividades ou esportes, tais como dança, natação, ciclismo, golfe e escalada. Para amputações acima do joelho, a prótese é feita com uma coxa, joelho e tornozelo. A parte do joelho é feita flexível para permitir atividades normais, como andar, sentar e ajoelhar (CARVALHO, 2003).

As próteses convencionais são as exoesqueláticas. Estas são produzidas com componentes de madeira ou de plástico, os quais servem de conexão entre encaixe e pé (CARVALHO, 2003). Atualmente existem outros materiais mais leves, resistentes e higiênicos, como o alumínio.

Os membros artificiais para indivíduos que sofreram amputações transfemorais, onde há a desarticulação de joelho e de quadril, preconiza-se o emprego de componentes modulares. As articulações de joelho convencionais são mais simples e não permitem aos pacientes a realização de atividades mais elaboradas, como subir escadas (CARVALHO, 2003).

Os europeus são os pioneiros em desenvolver tecnologias aplicadas à reabilitação de amputados transfemorais, devido aos soldados sequelados das Guerras Mundiais. Em 1946, dois alemães: Haber e Schneider produziram o "suction socket". Em 1949, Stried na Áustria, aprimorou o componente *socket* utilizando sucção quadrilateral modelado ao formato do coto do paciente (RADCLIFFE, 1977). Hoje o *socket* é utilizado independente do tipo de prótese, pois fornece a interface entre o aparelho mecânico e o corpo do indivíduo, a atuação do *socket* pode ser visto na Figura 5.

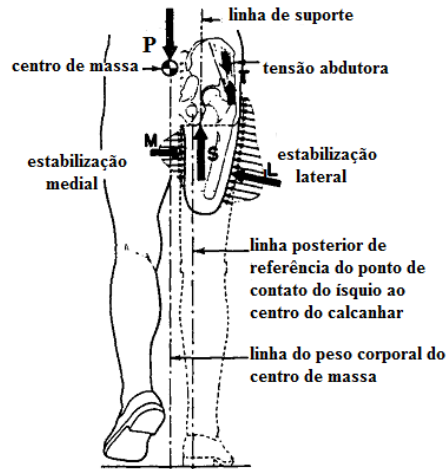


Figura 5: Estabilização da pélvis pelo uso do *socket*, (adaptado de RADCLIFFE, 1977).

2.5 MEMBROS ARTIFICIAIS ATIVOS (PRÓTESES ATIVAS)

Hoje existem diversos tipos de membros artificiais que diferem em forma e função. As próteses controladas por microprocessadores são as mais inovadoras, elas buscam mimetizar a locomoção humana biológica (MARTIN, 2010).

Segundo Martin (2010), esse tipo de prótese controlada por microprocessador se difere das convencionais por incorporarem um sensor de entrada, processamento, uma atuação de saída e recursos de *feedback* de entrada. Por sua vez, se distinguem entre si pela maneira que operam seus dados de entrada: *Computational Intrinsic Control* (CIC) e *Iterative Extrinsic Control* (IEC).

O *CIC* utiliza sensores intrínsecos que detectam a cadência da deambulação e o ambiente, permitindo o ajuste para acomodar as passadas conforme as variações sofridas durante a marcha. O *IEC* já está presente no *design* de próteses para membros superiores, as quais incorporam sinais mioelétricos no movimento funcional do dispositivo (MARTIN, 2010). A seguir, é possível observar os modelos de funcionamento dos métodos *CIC* e *IEC* respectivamente na Figura 6 e na Figura 7.

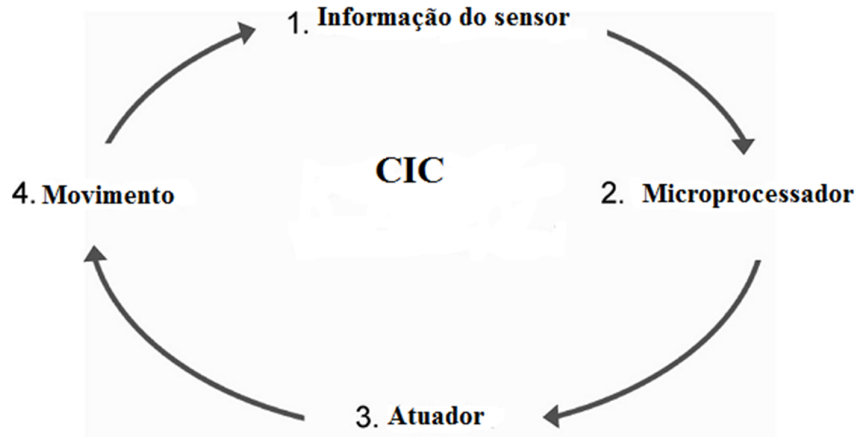


Figura 6: Modelo do método *CIC* (adaptado de MARTIN, 2010).

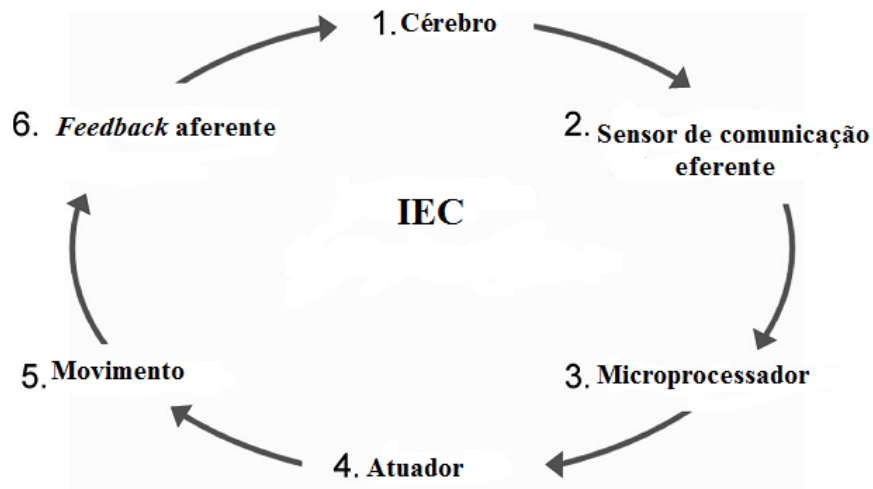


Figura 7: Modelo do método *IEC* (adaptado de MARTIN, 2010).

O modelo *IEC* ainda encontra-se em desenvolvimento para próteses de membros inferiores, ele utiliza informações dos sensores eletromiográficos, sistemas de padrões de reconhecimento, sensores corticais ou periféricos e fornece *feedback* aferente ao usuário. O uso do sistema *IEC* permite que a informação de intenção do movimento chegue ao dispositivo através das informações da via eferente do usuário (MARTIN, 2010).

2.6 MÉTODO ESTATÍSTICO

A estatística é uma ferramenta que visa auxiliar as condutas finais de uma pesquisa, confirmando se uma hipótese é ou não é rejeitada. Ela é uma ciência dedicada à coleta, análise e interpretação de dados (COSTA NETO, 2002). No caso desta pesquisa, teremos que comparar três ou mais amostras independentes entre si, por isso que o teste mais adequado é o *ANOVA (Analysis Of Variance)*, pois este deseja comparar mais do que dois grupos amostrais com relação a uma variável quantitativa, não se deve utilizar vários testes-t, porque aumenta a probabilidade de erro do tipo I (ROSNER, 2010).

Dessa forma, o método *ANOVA* pode ser paramétrico ou não paramétrico, ou seja, os parâmetros da distribuição utilizados para o cálculo estatístico podem estar inseridos na distribuição da curva normal ou estarem próxima a ela (REIS, 2007).

Os testes paramétricos normalmente são mais rigorosos e possuem mais pressuposições para sua validação. Tais testes exigem suposições sobre a natureza ou forma da população envolvida (REIS, 2007).

Os testes não paramétricos utilizam, para o cálculo de sua estatística, postos atribuídos aos dados ordenados e são livres da distribuição de probabilidades dos dados estudados (REIS, 2007); os métodos não paramétricos não exigem que sejam feitas suposições sobre a natureza e nem sobre a forma da população envolvida. Por isso, os testes de hipóteses não paramétricos são rotineiramente chamados de testes livres de distribuição (GODOY, 2007). Na pesquisa vigente utilizamos o método *one-way ANOVA* para conjuntos de dados paramétricos.

2.6.1 Modelo One-Way ANOVA

A utilização do modelo *one-way analysis of variance* faz com que os meios de um número arbitrário de grupos, os quais sigam uma distribuição normal com a mesma variância, possam ser comparados. Se a variabilidade dos dados aparecer prioritariamente advinda da variabilidade entre os próprios grupos ou se for, de fato, atribuída à variabilidade entre os grupos também pode ser determinadas. O modelo de análise de variância está representado na equação $y_{ij} = \mu + \alpha_i + e_{ij}$, onde μ representa a média de todos os grupos juntos; α_i representa a diferença entre a média do *igésimo* grupo e a média geral e o e_{ij} representa o erro randômico sobre a média de $\mu + \alpha_i$ na observação de um indivíduos o *igésimo* grupo (ROSNER, 2010).

2.6.2 Modelo Two-Way ANOVA

O modelo *two-way ANOVA* é utilizado quando se pretende definir um efeito de interação entre duas variáveis e o efeito de uma variável depende do nível de efeito da outra variável.

Geralmente, se um efeito de interação está presente, depois será difícil de interpretar os efeitos separadamente de cada variável, por que o efeito de um fator depende do nível do outro fator. O modelo geral de equação *two-way ANOVA* segue a seguinte equação: $\gamma_{ijk} = \mu + \alpha_i + \beta_j + \gamma_{ij} + e_{ijk}$, onde μ é uma constante; α_i é uma constante representando o primeiro grupo; β_j é uma constante representando o segundo grupo; γ_{ij} é uma constante representando a interação entre o primeiro e o segundo grupo e e_{ijk} representa o erro, que assumimos ser normalmente distribuído com a média 0 e a variância σ^2 (ROSNER, 2010).

2.6.3 Interpretação do p-valor

Obtemos um nível de significância (α), ou *p*-valor, para o teste F, comparando o valor F_0 com a quantidade da distribuição F , $F(1, n - 2)$. Os programas computacionais que ajustam modelos de regressão incluem o cálculo do F na tabela de ANOVA (ROSNER, 2010).

Quando o *p*-valor é aproximadamente zero significa que, se a hipótese nula H_0 for verdadeira, a chance de F exceder o valor observado F_0 é praticamente nula, esta é uma evidência muito forte contra a hipótese nula (ROSNER, 2010).

O p -valor é uma probabilidade de se observar um valor da estatística computada, nesse caso F , como maior do que o valor observado, sob a hipótese nula. Um p -valor pequeno fornece evidências contra a hipótese nula. Geralmente é adotado um nível de significância fixo para examinar o p -valor. O valor de p é importante para nos dizer exatamente o quão significantes são os resultados, sem necessitar repetir testes de significância em diferentes graus de α (ROSNER, 2010).

Por exemplo, se for fixado um nível de significância (α), então é possível afirmar que uma hipótese nula é rejeitada a este nível, quando o p -valor é menor do que esse nível. A escolha mais comum para α é 0,05 isto significa que quando H_0 é verdadeira encontraremos evidências contra essa hipótese em aproximadamente 5% dos elementos da amostra. A seguir é possível observar o *Guideline* para a significância do p -valor (ROSNER, 2010).

- Se $0,01 \leq p < 0,05$; o resultado é *significante*;
- Se $0,001 \leq p < 0,01$; o resultado é *altamente significativo*;
- Se $p < 0,001$; o resultado é *muito altamente significativo*;
- Se $p > 0,05$; o resultado *não tem muita significância estatística (NS)*;
- Se $0,05 \leq p < 0,1$; o resultado *possui tendência a significância estatística*.

3 METODOLOGIA

3.1 AMOSTRAGEM

3.1.1 Seleção dos indivíduos da pesquisa

A seleção da amostragem foi intencional, ou seja, não probabilística, representada por dezesseis indivíduos do sexo masculino e fisicamente ativos. Desses voluntários oito eram normais e constituíram o grupo controle e oito eram amputados transfemorais unilaterais, alvo dessa pesquisa.

Os seguintes critérios de inclusão para formar o grupo alvo (amputados) foram aplicados: a amputação deveria ser unilateral e transfemoral (Figura 8). As amputações foram ocasionadas por trauma ou neoplasia, além disso, os sujeitos eram adaptados ao uso da prótese passiva.

Os critérios de exclusão foram estabelecidos da seguinte forma: indivíduos do sexo feminino sofrem alterações hormonais que impactam diretamente nos achados eletromiográficos (SOARES, 2007), tal fato poderia possibilitar um viés para esta pesquisa inicial. Foram excluídos, também, sujeitos com presença de doenças neuromusculares prévias e indivíduos com amputações realizadas por causas vasculares e indivíduos em fase de adaptação a prótese.

O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética da Faculdade de Saúde da Universidade de Brasília (UnB) (processo N11911/12), encontrado no Anexo 1.



Figura 8: Voluntário amputado transfemoral unilateral.

3.2 VISÃO GERAL

Os dados foram obtidos em dois momentos, inicialmente realizamos uma coleta piloto para em seguida darmos continuidade ao restante das coletas. A coleta piloto teve como intuito a obtenção de resultados preliminares a fim de mitigar possíveis interferências nas demais coletas, além disso, fazer possíveis ajustes no protocolo experimental.

Nesta fase foi possível identificar problemas, a saber: contração paradoxal de músculos antagonistas, quando o membro contralateral ao examinado não estava estabilizado (preso por tiras de couro), como pode ser observado na Figura 9. Na Figura 10 verifica-se o sinal da EMGs dos músculos com a devida estabilização do membro contralateral.

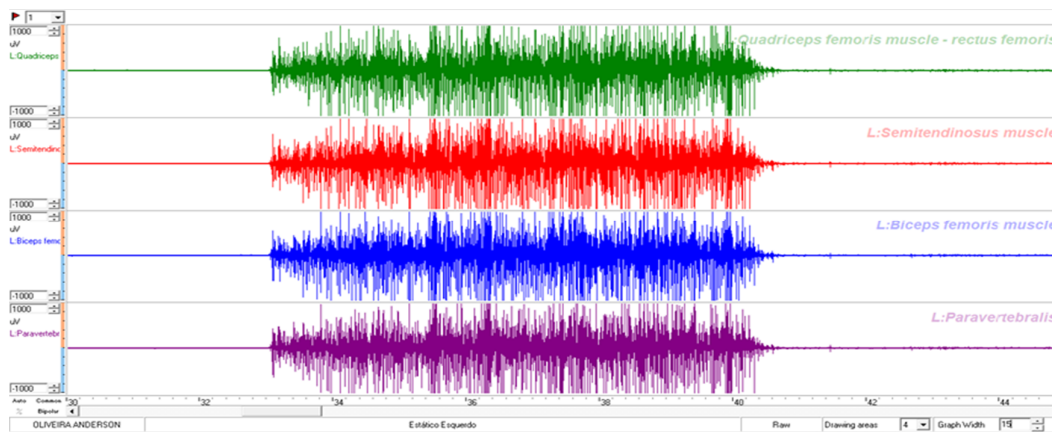


Figura 9: Atividade da EMGs durante a flexão quadril esquerdo sem estabilizar membro contralateral.

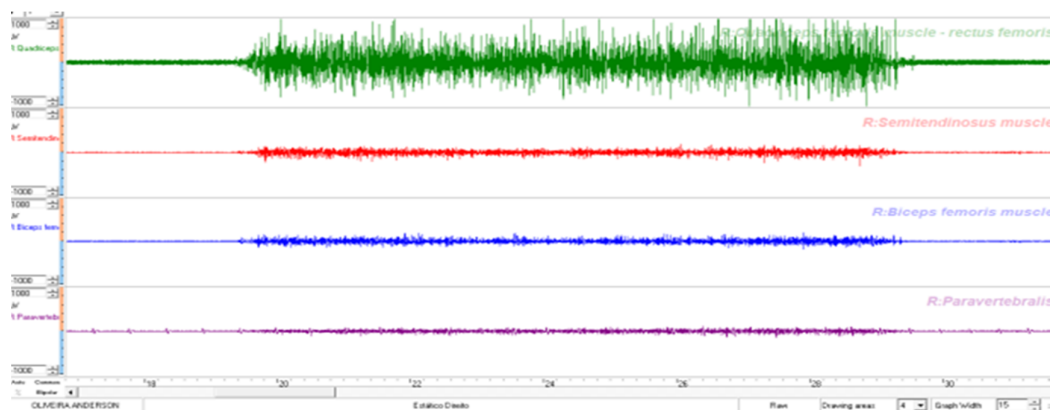


Figura 10: Atividade da EMGs durante a flexão quadril direito com estabilização do membro contralateral.

Após a coleta piloto e ajuste do protocolo, procedeu-se a captura dos dados propriamente dita. Esta etapa foi composta por dois cenários: a) um protocolo estático, que consiste na coleta dos sinais de EMGs durante a contração voluntária máxima (CVM) de flexão e extensão do quadril nos ângulos de 30° e 60°; b) um protocolo dinâmico, que consistia na coleta dos sinais de EMGs durante a marcha dos voluntários em esteira rolante em três velocidades.

3.3 PROCEDIMENTO

Os testes foram realizados no laboratório de marcha da Faculdade de Ceilândia – Universidade de Brasília, em um ambiente tranquilo, com controle da temperatura (24°C) e adaptado especificamente para as coletas dos dados. Para a coleta da EMGs foram selecionados do quadril, da coxa e da parte inferior do tronco, (YANG *et al.*, 2006) e (PANTALL *et al.*, 2006) estes músculos foram determinados por serem estratégicos para o equilíbrio na marcha do amputado e por sua replicabilidade na EMGs como sensor natural para controle mioelétrico (YANG *et al.*, 2006).

Foram pré-selecionados para o membro não-amputado: glúteo máximo (GMX), glúteo médio (GM), reto femoral (RF), Adutor Magno (AM), reto abdominal (RA), oblíquo abdominal (OA) , paravertebrais (PV), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF) e semitendinoso (ST). Para o membro amputado selecionou-se um menor número de grupamentos musculares pela ausência desses, sendo assim, escolhemos o glúteo máximo (GMX), glúteo médio (GM), reto femoral (RF), Adutor Magno (AM), reto abdominal (RA), oblíquo abdominal (OA), paravertebrais (PV). Porém alguns desses músculos pré-selecionados foram excluídos após a coleta piloto, pelo grande número de artefatos no sinal da EMGs.

Para se iniciar a seleção e identificação dos músculos dos voluntários, priorizou-se um repouso inicial de 5 minutos onde os mesmos permaneceram sentados previamente à coleta. Então, realizou-se a identificação do ponto ideal para cada musculatura, segundo o projeto *SENIAM* (FRERIKS,2000). Após essa etapa, foi realizada a escarificação e tricotomia da pele com álcool a 70% no local onde foram posicionados os eletrodos da EMGs.

Para se determinar o posicionamento específico para o músculo reto femoral (RF) fixamos os eletrodos a 50% na linha da crista ilíaca superior à parte superior da patela, para

o bíceps femoral (BF) os eletrodos foram colocados a 50% na linha entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo lateral da tíbia, para o músculo semitendinoso os eletrodos foram posicionados a 50% na linha entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo medial da tíbia. A musculatura paravertebral foi avaliada pelo iliocostal e os eletrodos foram posicionados a 2cm medialmente da linha da crista ilíaca posterior superior ao ponto mais inferior da última costela, ao nível da quinta vertebra lombar (L5).

3.3.1 Consenso geral de colocação de eletrodos (*SENIAM*)

Distância inter-eletrodal: é definida como de distância centro ao centro entre a área de condutância entre dois eletrodos bipolares. (FRERIKS, 2000) e (DE LUCA *et. al.*, 2011) recomendam aplicar os eletrodos de EMGs bipolares na localização dos sensores recomendada com distância entre eles de 20mm. Quando os eletrodos bipolares estão sendo aplicados em músculos pequenos, a distância inter-eletrodal não deve exceder $\frac{1}{4}$ do comprimento da fibra muscular, ilustrado na Figura 11. Dessa forma, gravação instável por interferência motora ou tendínea será evitada.

Orientação dos eletrodos em nosso trabalho foi definida como a posição da linha entre dois eletrodos bipolares, respeitando a direção da fibra muscular. O consenso recomenda que os eletrodos devem ser colocados pela localização dos sensores com orientação paralela às fibras musculares. Para a fixação na pele foram utilizados eletrodos auto-adesivos e os cabos sejam conectados aos mesmos, permitindo a perfeita fixação na pele para que fossem minimizadas as interferências de movimento dos cabos nos eletrodos.

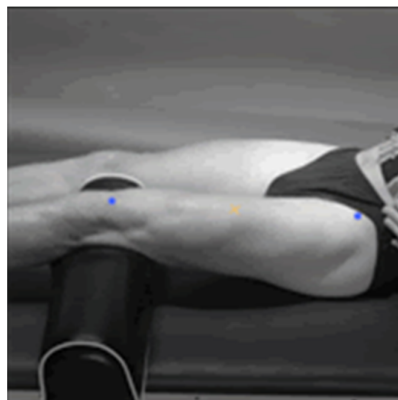


Figura 11: Localização do posicionamento ideal de eletrodos (FRERIKS, 2000).

3.3.2 Instrumentação

O equipamento utilizado para coleta da EMGs foi um eletromiógrafo digital wireless da fabricante MEGA EMG ME6000, onde foram captados sinais durante a CVM determinada com o auxílio de uma cadeira isocinética (*Biodex Multi-Joint System-Pro*) para um protocolo de isometria com frequência de amostragem 1000 Hz.

Para análise do sinal foi utilizado o software *MegaWin* contendo oito e dezesseis canais, tendo o sinal selecionado por filtros passa-alta de 20Hz com filtro de terceira ordem Bessel em série com filtro de primeira ordem *Butterworth* de quarta ordem e filtro passa-baixa de 460Hz com filtro cut-off (notch) de 60Hz com intuito de minimizar artefatos de movimento (podemos observar o esquema de captura, armazenamento e análise na Figura 12). Além do software da própria fabricante foi utilizado o software *MatLab* R2010a para processamento dos sinais.

Os eletrodos de superfície utilizados foram da marca AMBU com 25 mm de diâmetro, o eletrodo terra, também, com 25 mm de diâmetro.

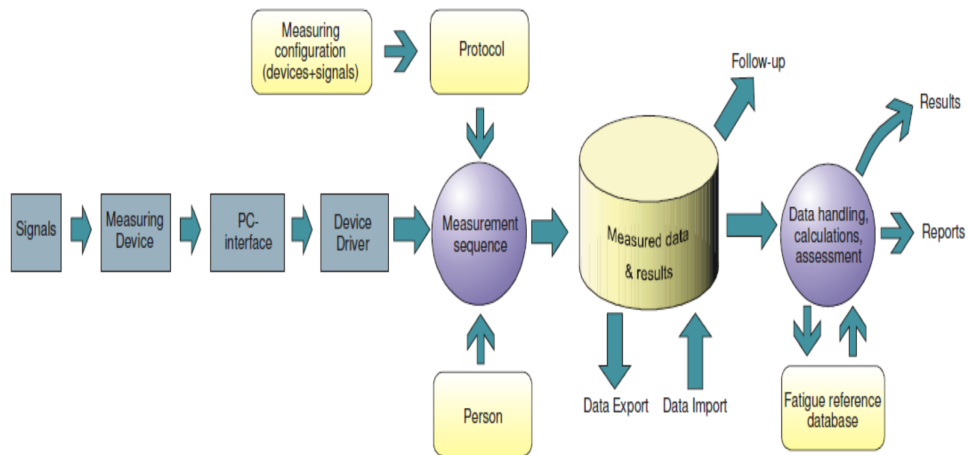


Figura 12: Diagrama do sistema utilizado. (adaptado de *MEGAWIN 3.0 Manual do Usuário*, 2010).

3.4 PROTOCOLO EXPERIMENTAL

O ambiente de coleta dinâmica está ilustrado na Figura 13 e o ambiente da coleta estática está ilustrado na Figura 14. Nesse estudo foram utilizados sinais de EMGs dos músculos do quadril e da parte inferior do tronco, que são grupos musculares essenciais nas estratégias de equilíbrio durante a marcha do amputado e possuem replicabilidade na EMGs.



Figura 13: Ambiente de coleta dinâmica.



Figura 14: Ambiente de coleta estática.

3.4.1 Protocolo estático

Para realizar o protocolo estático foi solicitada a CVM em isometria dos músculos previamente selecionados, utilizando-se uma cadeira isocinética (Biodex) para controlar o movimento dos segmentos. A perna contralateral à contração foi estabilizada para que este membro não auxiliasse aquele que estava em avaliação.

O voluntário recebeu *feedback* do exercício por meio do monitor do microcomputador e observando as barras de força aumentando à medida que a força aplicada também aumentava. Além disso, o voluntário recebeu durante todo o exercício estímulos verbais durante a execução da contração, para a manutenção da contração máxima. Esta etapa pretendia verificar a atividade da EMGs durante a CVM com duração de 10 segundos nos movimentos de flexão (m. reto femoral), como visto na Figura 15, e extensão do quadril (m. semitendinoso e bíceps femoral cabeça curta), demonstrado na Figura 16 com intervalo de 2 minutos entre os diferentes movimentos e nos ângulos (30° e 60°).

A relação entre captação muscular e a contração realizada no determinado músculo está demonstrada está no Quadro 1, assim foi possível determinar a escolha dos melhores músculos para realização da extensão e flexão do quadril.

Para isso, foi utilizado um eletromiógrafo ME6000 de 16 canais, onde foi configurado um protocolo de coleta estática no software *MegaWin*, contendo dois componentes de captura de sinal bruto da EMGs, variando entre 20 e 30 segundos cada componente.

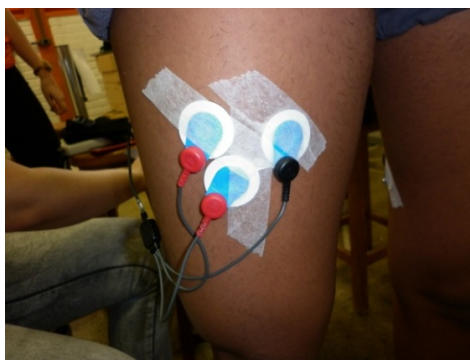


Figura 15: Colocação dos eletrodos da eletromiografia no músculo reto femoral.

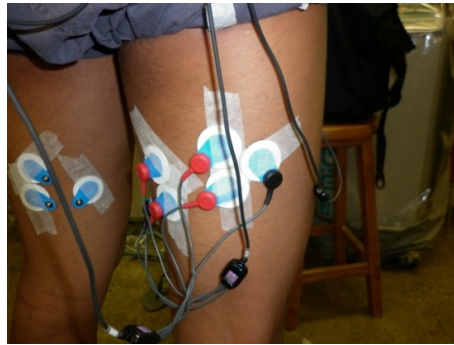


Figura 16: Colocação dos eletrodos da eletromiografia nos músculos semitendinoso (medial); bíceps femoral (lateral).

Músculo	Colocação dos eletrodos	Contração
GMX	50% na linha entre a vértebra sacral e o trocânter maior	Erguer a perna inteira contra resistência manual
GM	50% da crista ilíaca ao trocânter maior	Decúbito lateral abrir a perna contra resistência manual
RF	50% na linha da crista ilíaca superior até a parte superior da patela	Extensão do joelho contra resistência no sentido de flexão
AM	Não há consenso	Adução da coxa contra resistência
RA	Não há consenso	Flexão do tronco
OA	Não há consenso	Flexão do tronco com rotação lateral
VL	$\frac{2}{3}$ entre a crista ilíaca superior e a porção lateral da patela	Extensão do joelho contra resistência no sentido de flexão
BF	50% na linha entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo lateral da tíbia	Decúbito ventral pressionar a perna na direção da extensão do joelho
ST	50% da linha entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo medial da tíbia	Decúbito ventral pressionar a perna na direção da extensão do joelho
IC	A um dedo de largura medialmente da linha da crista ilíaca posterior superior ao ponto mais inferior da última costela	Erguer o tronco em posição pronada
LG	A dois dedos de largura lateralmente ao processo espinhoso de L1	Erguer o tronco em posição pronada

Quadro 1 Relação músculo, colocação de eletrodo e contração realizada.
Fonte: FRERIKS, 2000.

3.4.2 Protocolo dinâmico

Para esta etapa foi realizada uma coleta dinâmica, neste cenário o voluntário deambulou sobre uma esteira (*Biodex / gait trainer*) em três velocidades pré-determinadas: 0,7m/s, 1.0 m/s e 1.3 m/s com duração de dois minutos para cada velocidade. Os voluntários caminharam apenas nas velocidades de conforto, dessa forma foi possível evitar quaisquer tipos de acidentes.

Nesta etapa os sinais de EMGs dos músculos reto femoral, semitendinoso, bíceps femoral cabeça curta e paravertebrais L5 bilaterais como observado na Figura 16 e na Figura 17 também foram capturados por um eletromiógrafo ME6000 de 16 canais, analisados pelo software *MegaWin*, onde foi criado um protocolo de captura dinâmica, com dois componentes de captura do sinal bruto da EMGs dinâmico.



Figura 17: Colocação dos eletrodos da eletromiografia no músculo reto femoral no membro amputado.



Figura 18: Colocação dos eletrodos da eletromiografia nos músculos semitendinoso e bíceps femoral no coto residual e no membro saudável.

3.5 PROCESSAMENTO DO SINAL

As variáveis referentes às características antropométricas e pessoais dos voluntários foram coletadas durante uma avaliação inicial dos mesmos e foram tabelados no *Microsoft Excel* e então apresentados em valores médios. Estes estão apresentados em valores médios em tabelas na seção resultados.

Os sinais após a captura foram exportados e salvos em formato texto para posterior análise no *software Matlab R2010a*. Para a análise do sinal da EMGs foram desprezados os trechos mais artefatuosos e processados no protocolo estático apenas a CVM com maior amplitude e no protocolo dinâmico foi analisado o trecho mais regular coletado.

O processamento dos sinais de EMGs foi realizado pelo *software MatLab R2010a*, todo o processamento dos sinais e análise estatística foi realizado utilizando o ambiente computacional R (desenvolvimento *R Core Team*, 1999). Foram utilizados dois diferentes métodos para isto: para avaliar o sinal de EMGs cru, foi aplicado filtro passa-alta bidirecional *Butterworth* de quarta ordem, com *cutoff* de 60Hz e em seguida o sinal foi retificado. Para analisar a frequência do sinal, calculou-se um periodograma estimado por uma transformada discreta de *Fourier*.

No protocolo estático, onde foi realizada a CVM, foi executada a análise de frequência mediana (Fmed) dos músculos reto femoral, semitendinoso, bíceps femoral e paravertebral

L5 por 10 segundos de ativação sustentada. Para cada sujeito selecionamos a repetição onde havia a melhor amplitude após a retificação do sinal.

No protocolo dinâmico, as contrações dos dois músculos (RF e PV) bilateralmente não possuíam duração pré-estabelecida, tendo em vista que o ciclo de marcha é um processo muito rápido de contração e relaxamento muscular. Dessa forma, o processamento do sinal foi estabelecido no período total de caminhada (2 minutos), para ser possível estabelecer um período mínimo para análise das contrações.

3.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

No presente estudo foi utilizada a análise estatística *one-way ANOVA* paramétrico, devido ao universo amostral envolvido nesta pesquisa. De acordo com sessão anterior, quando temos como objetivo correlacionar mais de dois conjuntos de dados, este é um método indicado.

Os dois parâmetros analisados foram a *RMS* e a *Fmed*, no universo amostral do coto residual e do membro inferior intacto do grupo dos amputados, além desses conjuntos de dados também foram analisados os mesmos parâmetros no membro inferior (aleatoriamente escolhido) do grupo controle.

Na análise foi considerada a seguinte hipótese nula (H_0): “os valores de *RMS* e de *Fmed* são iguais”. A escolha do nível de significância é arbitrária, neste trabalho foi utilizado o nível de significância de 5%, dessa forma foi possível elevar o nível de confiabilidade do teste estatístico ($p < 0,05$).

3.7 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO

Esta pesquisa pretende observar, coletar e analisar os sinais eletromiográficos coletados em amputados transfemorais durante a CVM em isometria e durante a marcha em três velocidades distintas.

Tais sinais, também foram comparados aos sinais coletados em indivíduos normais nos mesmos cenários. Com isso, a intenção foi observar se os sinais presentes nos indivíduos amputados transfemorais são semelhantes aos sinais dos padrões do grupo controle, considerados normais. Dessa forma, podemos inferir se os sinais coletados no coto residual seriam suficientes para retroalimentar sensores de um membro artificial

mioelétrico que está sendo desenvolvida pelo LARA-UnB. A pesquisa não visa desenvolver quaisquer tipos de sensores mioelétricos, mas sim, contribuir para tal objetivo no âmbito de coleta e análise dos padrões dos sinais existentes em cotos residuais e músculos estáticos.

4 RESULTADOS

4.1 ETAPA DE COLETAS

A etapa das coletas foi realizada em um período de três meses, de dezembro de 2012 e março de 2013. A fase que precedeu a coleta propriamente dita foi a seleção dos voluntários.

O primeiro grupo, chamado de grupo A foi formado por indivíduos com amputação de membro inferior (MI) acima do joelho, todos eram fisicamente ativos, por isso a seleção foi realizada na Associação de Centro de Treinamento de Educação Física Especial – CETEFE, a antropometria do grupo A está apresentada a seguir na Tabela 1.

Tabela 1: Características gerais e antropométricas do grupo A.

Sujeito	Idade (Anos)	Altura	Peso (kg)	Causa da Amputação	Pós Amputação (anos)	Lado da Amputação	IMC (kg/m²)
A01	28	182	70	Neoplasia	13	Direito	21,13
A02	30	175	66	Neoplasia	13	Esquerdo	21,55
A03	31	179	77	Neoplasia	12	Esquerdo	24,3
A04	26	172	81	Trauma	07	Esquerdo	27,3
A05	33	182	96	Trauma (PAF)	16	Direito	28,98
A06	36	181	72	Trauma	08	Direito	21,98
A07	43	175	76	Trauma	23	Esquerdo	24,82
A08	42	189	84	Neoplasia	02	Direito	23,52
Média/	26,5	179,3	77,7	N/A	11,7	N/A	24,19

O segundo grupo, formado por indivíduos saudáveis e sem amputação foi considerado como grupo B. O recrutamento do grupo controle foi por conveniência e todos os indivíduos passaram pelo critério de inclusão, ou seja, eram do sexo masculino, com peso ideal e fisicamente ativos. É importante ressaltar que a seleção dos sujeitos do grupo controle foi baseada nos critérios antropométricos semelhantes aos dos sujeitos alvos dessa pesquisa. As informações antropométricas do grupo B estão descritas na Tabela 2 a seguir.

Tabela 2: Características gerais e antropométricas do grupo B.

Sujeito	Idade (anos)	Altura (cm)	Peso (kg)	IMC (kg/m²)
B01	19	182	76	22,94
B02	25	173	76	25,39
B03	22	188	84	23,77
B04	38	172	87	29,41
B05	25	173	82	27,40
B06	21	177	72	22,98
B07	19	182	92	27,77
B08	43	176	85	27,44
Média	26,5	177,8	81,75	25,88

4.2 RESULTADOS DO PROTOCOLO ESTÁTICO

4.2.1 EMGs com a articulação no ângulo de 30° para o grupo A

A realização das coletas estáticas com o ângulo de 30° dos músculos RF, ST, BF e PV com a articulação do quadril no ângulo de 30°, comparando-se os membros normais e cotos residuais nos indivíduos amputados mostrou resultados em relação à *RMS* e à *Fmed* vistos nos gráficos no Anexo 5. Na Tabela 3 observam-se os valores de *RMS* e *Fmed* para cada músculo estudado no membro normal do grupo A. Observa-se que as médias da *RMS* nos músculos agonistas do movimento de extensão do quadril (ST e BF) apresentam médias superiores às médias do músculo antagonista RF e do PV.

Tabela 3: Valores individuais e a média da *RMS* do membro intacto dos indivíduos amputados durante a Extensão de 30° do quadril.

(μ V)	<i>RMS 1</i>	<i>RMS 2</i>	<i>RMS 3</i>	<i>RMS 4</i>	<i>RMS 5</i>	<i>RMS 6</i>	<i>RMS 7</i>	<i>RMS 8</i>	Média
RF	11,491	17,11	49,325	24,893	36,745	24,571	24,571	18,039	25,84
ST	27,362	75,858	58,631	64,712	45,974	35,608	112,51	12,00	54,04
BF	15,709	68,708	117,41	67,015	145,27	59,363	166,6	24,046	83,01
PV	1,144	10,18	10,18	68,622	15,523	19,841	19,841	60,268	25,69

Na Tabela 4 observa-se os valores da *Fmed* do membro intacto dos sujeitos amputados no movimento de extensão e no ângulo de 30°. As *Fmed* possuem médias superiores para os músculos agonistas (ST e BF) comparativamente aos músculos antagonistas (RF) da extensão do quadril e semelhante no PV, ou seja, a frequência de disparo das fibras musculares possuem valores médios semelhantes.

Tabela 4: Valores individuais e a média da *Fmed* do membro intacto nos indivíduos amputados durante a Extensão 30° do quadril.

(Hz)	<i>Fmed1</i>	<i>Fmed</i>	<i>Fmed3</i>	<i>Fmed4</i>	<i>Fmed5</i>	<i>Fmed</i>	<i>Fmed7</i>	<i>Fmed8</i>	Média
RF	119,93	135,32	119,93	192,39	136,39	139,46	139,46	140,59	140,43
ST	167,06	208,85	164,26	192,85	128,59	198,45	189,45	199,25	181,09
BF	136,19	199,79	159,59	146,86	172,92	146,12	156,59	127,79	155,73
PV	163,66	245,45	245,45	149,39	150,66	150,32	150,32	162,99	177,28

Na Tabela 5 e na Tabela 6 apresentam-se valores de *RMS* e *Fmed* obtidas da atividade eletromiográfica dos músculos residuais e dos paravertebrais (PV).

Os músculos avaliados durante a extensão do quadril do coto residual mostraram *RMS* superior nos músculos agonistas do movimento (ST e BF) comparativamente ao antagonista RF e ao músculo PV, como pode ser visto na Tabela 5.

Tabela 5: Valores individuais e a média da *RMS* do coto residual durante a Extensão 30° do quadril.

(μ V)	<i>RMS1</i>	<i>RMS</i>	<i>RMS3</i>	<i>RMS4</i>	<i>RMS5</i>	<i>RMS6</i>	<i>RMS7</i>	<i>RMS8</i>	Média
RF	30,112	10,644	8,8059	18,864	5,7267	7,6145	54,324	29,614	20,71
ST	56,804	14,698	103,27	8,5108	12,308	16,582	4,8097	55,32	34,03
BF	22,78	40,641	71,219	11,131	11,429	12,928	0,60089	38,926	26,20
PV	17,943	35,666	54,847	5,9509	8,8398	17,727	21,301	20,20	22,80

Na Tabela 6 observa-se que a Fmed dos cotos residuais possuem médias semelhantes nos músculos agonistas (ST e BF) às dos músculos antagonistas (RF) na extensão do quadril e o mesmo ocorre no PV não seccionado, de modo que a frequência de disparo das fibras musculares possuem valores médios semelhantes.

Tabela 6: Valores individuais e a média da Fmed do coto residual durante a Extensão 30° do quadril.

(Hz)	Fmed1	Fmed2	Fmed3	Fmed4	Fmed5	Fmed6	Fmed7	Fmed8	Média
RF	151,46	108,13	118,13	120,13	118,99	120,13	135,32	153,92	128,27
ST	165,12	135,06	160,66	120,46	120,39	117,39	149,52	145,99	139,32
BF	143,79	155,86	137,12	141,39	98,193	122,26	249,38	128,32	147,03
PV	166,12	145,66	195,45	177,39	136,19	184,79	125,12	176,25	163,37

Com relação ao movimento do membro intacto de indivíduos amputados durante a flexão do quadril, observa-se na Tabela 7 que o músculo agonista do movimento de flexão do quadril (RF) apresenta média de *RMS* muito superior à média dos demais músculos (ST, BF e PV).

Tabela 7: Valores individuais e a média da *RMS* do membro intacto dos indivíduos amputados durante a Flexão 30° do quadril.

(μ V)	<i>RMS1</i>	<i>RMS2</i>	<i>RMS3</i>	<i>RMS4</i>	<i>RMS5</i>	<i>RMS6</i>	<i>RMS7</i>	<i>RMS8</i>	Média
RF	71,192	90,722	44,267	8,1958	155,56	22,008	157,84	52,084	75,23
ST	10,134	20,578	10,981	8,5827	11,854	14,641	59,214	0,91304	17,10
BF	21,954	39,103	18,209	21,413	11,589	34,259	31,559	11,683	23,72
PV	1,2264	7,7495	43,757	6,0286	9,8934	2,2029	48,965	7,9959	15,97

Já na Tabela 8, observa-se os valores médios obtidos nos quatro músculos estudados. Entretanto os valores de Fmed do músculo ST e PV apresentam valores maiores comparativamente aos demais músculos estudados.

Tabela 8: Valores de cada indivíduo e a média da Fmed do membro normal do indivíduo amputados em Flexão 30°.

(Hz)	Fmed1	Fmed2	Fmed3	Fmed4	Fmed5	Fmed6	Fmed7	Fmed8	Média
RF	124,66	135,12	125,79	179,05	105,53	108,33	123,73	124,53	128,34
ST	129,92	131,06	186,59	98,193	131,19	146,86	100,39	195,92	140,01
BF	122,59	115,13	148,39	118,79	128,06	142,19	121,19	115,46	126,52
PV	156,46	129,12	142,66	153,86	147,99	100,46	115,33	123,86	133,71

No coto residual é possível observar pela Tabela 9 que o valor médio da *RMS* é muito superior no músculo agonista do movimento (RF) comparativamente aos músculos antagonistas da flexão do quadril (ST e BF). O músculo intacto PV possui média inferior à média do RF.

Tabela 9: Valores de cada indivíduo e a média da *RMS* do coto residual dos indivíduos amputados durante a Flexão 30° do quadril.

(μ V)	RMS1	RMS2	RMS3	RMS4	RMS5	RMS6	RMS7	RMS8	Média
RF	28,115	41,667	37,327	16,562	10,83	23,628	42,674	12,367	26,64
ST	7,893	5,3874	8,0882	8,7017	3,9058	4,9521	4,3371	10,431	6,71
BF	9,2987	4,9974	12,786	12,783	4,0004	5,1627	5,1627	0,58786	7,08
PV	8,9482	54,387	7,8804	1,1325	7,0503	4,6376	23,238	6,2003	14,18

De acordo com a Tabela 10, nota-se similaridade nos valores médios obtidos nos quatro músculos estudados.

Tabela 10: Valores de cada indivíduo e a média da *Fmed* do coto residual dos indivíduos amputados durante a Flexão 30° do quadril.

(Hz)	Fmed1	Fmed2	Fmed3	Fmed4	Fmed5	Fmed6	Fmed7	Fmed8	Média
RF	152,86	119,93	141,39	141,72	122,99	191,92	140,06	170,12	147,62
ST	141,46	144,19	146,46	143,39	146,39	154,59	157,32	152,92	148,34
BF	135,39	148,32	158,32	149,19	119,59	150,19	247,32	151,92	157,53
PV	141,66	165,06	114,26	156,66	151,12	149,39	146,59	139,66	145,55

A seguir, serão apresentadas as correlações realizadas utilizando o método estatístico *one-way ANOVA*. Nesta análise foi considerada a seguinte hipótese nula (H_0): os valores de *RMS* e de *Fmed* são iguais. A escolha do nível de significância é arbitrária, neste trabalho foi utilizado o nível de significância de 5% por ser mais apropriado aos conjuntos de dados analisados, dessa forma foi possível elevar o nível de confiabilidade do teste estatístico. ($p < 0,05$)

Na Tabela 11 e na Tabela 12 verifica-se as análises intra-grupos para os indivíduos amputados, sendo o membro intacto com o coto residual. Inicialmente foi avaliado no movimento de extensão do quadril, seguido pelo movimento de flexão do quadril, ambos no ângulo de 30°.

Na Tabela 11 observa-se que os músculos intactos apresentam maior *RMS* e *Fmed* comparativamente aos músculos do coto residual. E ainda que no movimento de extensão do quadril a 30° os músculos ST e BF apresentam maior *RMS* e *Fmed* em ambos os membros estudados. Nos músculos RF, ST e BF o método *ANOVA* diz que é possível rejeitar a hipótese nula, de que as medidas são iguais. No músculo PV não foi possível obter esse resultado, ou seja, as amostras possuem valores similares.

Tabela 11: Média dos valores de *RMS* e *Fmed* intra-indivíduos sujeitos amputados (membro normal) e coto residual no ângulo de 30° em Extensão.

Músculo	<i>RMS</i>_{coto} (μV)	<i>RMS</i>_{nl} (μV)	<i>p</i>	<i>Fmed</i>_{coto} (Hz)	<i>Fmed</i>_{nl} (Hz)	<i>p</i>
RF	20,71	25,84	0,0263*	128,27	140,43	0,0425*
ST	34,03	54,04	0,0011*	139,32	181,09	0,0086*
BF	26,20	83,01	0,0019*	147,03	155,73	0,0208*
PV	22,80	25,69	0,4342	163,37	177,28	0,4168

* $p < 0,05$

Na Tabela 12 observa-se que os músculos intactos apresentam maior *RMS* comparativamente aos músculos do coto residual. O mesmo ocorreu para a *Fmed* com exceção do músculo ST que foram encontrados valores semelhantes para o coto residual e membro intacto. E ainda que no movimento de flexão do quadril a 30° o músculo RF apresentou maior *RMS* em ambos os membros estudados. Já para a *Fmed* observou-se maior valor para o músculo ST. Para o músculo ST a hipótese nula é rejeitada para o *RMS*, isto significa que existe uma diferença significativa entre os valores dos membros normais dos indivíduos amputados e os valores do grupo B, considerando $\alpha = 5\%$. Neste caso a hipótese nula não é rejeitada para a *Fmed*, mas isto pode ter ocorrido por culpa dos *outliers* da *Fmed*. O músculo PV possui os parâmetros significativamente parecidos, o que confirma a hipótese inicial de que os valores são similares.

2

² *Outliers* são as frequências que ultrapassaram a filtragem de corte.

Tabela 12: Média dos valores de *RMS* e *Fmed* intra-indivíduos sujeitos amputados (membro normal) e coto residual no ângulo 30° em Flexão.

Músculo	<i>RMS</i>_{coto} (μV)	<i>RMS</i>_{nl} (μV)	<i>p</i>	<i>Fmed</i>_{coto} (Hz)	<i>Fmed</i>_{nl} (Hz)	<i>p</i>
RF	26,64	75,23	0,0028*	147,62	128,34	0,0373*
ST	6,71	17,10	0,0055*	148,34	140,01	0,3077
BF	7,08	23,72	0,0023*	157,53	126,52	0,016*
PV	14,18	15,97	0,3991	145,55	133,71	0,9601

* $p < 0,05$

4.2.2 EMGs com a articulação no ângulo de 30° para o grupo B

Os gráficos dos parâmetros *RMS* e *Fmed* analisados na EMGs podem ser consultados no Anexo 5. Os valores desses parâmetros para o grupo B nos movimentos de extensão e flexão para o ângulo de 30° estão demonstrados na Tabela 13 e na Tabela 14.

Na Tabela 13 observa-se que os valores médios de *RMS* apresentam-se superiores nos músculos agonistas da extensão do quadril (ST e BF) em relação ao músculo RF antagonista do movimento

Tabela 13: Valores da *RMS* dos Indivíduos do grupo controle (grupo B) durante a extensão no ângulo de 30° do quadril.

(μV)	<i>RMS1</i>	<i>RMS2</i>	<i>RMS3</i>	<i>RMS4</i>	<i>RMS5</i>	<i>RMS6</i>	<i>RMS7</i>	<i>RMS8</i>	Média
RF	43,566	21,694	33,497	20,066	53,48	2,8972	9,3157	7,2233	23,96
ST	43,766	57,089	56,943	92,444	4,9538	9,577	83,437	70,939	52,39
BF	43,766	51,209	2,6927	61,196	137,85	184,66	45,872	1,4277	66,02
PV	43,52	24,086	94,523	23,192	26,383	46,393	26,265	42,842	40,90

Na Tabela 14 observa-se que a Fmed dos músculos agonistas do movimento de extensão do quadril (ST e BF) são superiores comparativamente a Fmed do agonista (RF), da mesma forma com que ocorreu no grupo A.

Tabela 14: Valores da Fmed nos Indivíduos do grupo controle (grupo B) durante a extensão no ângulo a 30° do quadril.

(Hz)	Fmed1	Fmed2	Fmed3	Fmed4	Fmed5	Fmed6	Fmed7	Fmed8	Média
RF	332,38	166,19	123,73	140,12	119,99	147,86	175,85	98,193	163,03
ST	332,91	180,92	238,65	182,19	213,45	155,72	183,12	213,52	212,56
BF	333,11	138,52	189,79	210,65	129,99	144,525	180,72	203,39	191,33
PV	333,10	161,12	146,66	167,32	120,39	165,26	196,79	120,06	176,33

A média da *RMS*, de acordo com a Tabela 15, do músculo agonista da flexão do quadril (RF) é pouco superior às médias dos antagonistas ST e BF, o músculo PV apresenta maiores valores de *RMS*.

Tabela 15: Valores da *RMS* dos Indivíduos do grupo controle (grupo B) durante a flexão no ângulo a 30° do quadril.

(μV)	<i>RMS1</i>	<i>RMS2</i>	<i>RMS3</i>	<i>RMS4</i>	<i>RMS5</i>	<i>RMS6</i>	<i>RMS7</i>	<i>RMS8</i>	Média
RF	146,66	32,963	63,207	42,126	32,855	6,1168	17,946	35,395	47,15
ST	145,85	4,9197	1,8608	3,6257	36,818	78,685	16,073	0,8363	27,41
BF	145,54	4,9197	1,8608	3,6257	36,818	78,685	16,073	0,8363	36,04
PV	144,21	11,951	96,669	12,275	81,84	35,336	7,4816	33,547	52,91

A Tabela 16, as Fmed apresentam médias similares nos quatro músculos estudados.

Tabela 16: Valores da Fmed dos Indivíduos do grupo controle (grupo B) durante a flexão no ângulo a 30° do quadril.

(Hz)	Fmed1	Fmed2	Fmed3	Fmed4	Fmed5	Fmed6	Fmed7	Fmed 8	Média
RF	333,24	120,73	130,59	132,92	150,32	123,19	153,12	120,53	158,08
ST	333,24	119,86	166,99	135,46	187,25	117,99	146,86	118,93	165,82
BF	333,24	147,92	119,99	142,79	139,86	116,33	119,46	193,59	164,14
PV	333,24	180,05	141,72	119,93	129,26	157,66	129,52	128,66	165,00

Na Tabela 17 é possível observar os valores de p gerados pelo método estatístico ANOVA entre os membros intactos dos indivíduos amputados e os indivíduos do grupo controle no movimento de extensão do quadril, no ângulo de 30°.

Tabela 17: Média dos valores de RMS e Fmed e os p -valores inter-grupos (grupos A e B) indivíduos amputados (membro intacto) e indivíduos do grupo controle da extensão a 30°.

Músculo	RMS_A (μV)	RMS_B (μV)	p	Fmed _A (Hz)	Fmed _B (Hz)	p
RF	25,84	23,96	0,7978	140,43	163,03	0,6808
ST	54,04	52,39	0,6474	181,09	212,56	0,1516
BF	83,01	66,02	0,9924	155,73	191,33	0,9612
PV	25,69	40,90	0,2648	177,28	176,33	0,6622

* $p < 0,05$

No ângulo de 30° durante a extensão foi possível concluir que tanto para RMS quanto para a Fmed no movimento de extensão do quadril, em todos os músculos avaliados, não houve diferença significativa entre os valores medidos, ou seja, são estatisticamente semelhantes entre si.

Na sequência, na Tabela 18, é possível observar os valores de p nos indivíduos normais para o movimento de flexão do quadril no ângulo de 30°.

Tabela 18: Média dos valores de RMS e $Fmed$ e os p -valores inter-grupos (grupos A e B) indivíduos amputados (membro intacto) e indivíduos do grupo controle da flexão a 30°.

Músculo	RMS_A (μV)	RMS_B (μV)	p	$Fmed_A$ (Hz)	$Fmed_B$ (Hz)	p
RF	75,23	47,15	0,0221*	128,34	158,08	0,1316
ST	17,10	27,41	0,4149	140,01	165,82	0,7718
BF	23,72	36,04	0,0661	126,52	164,14	0,1311
PV	15,97	52,91	0,1133	133,71	165,00	0,7628

* $p < 0,05$

Pela Tabela 18 é possível inferir que há diferença significativa nos músculos RF no movimento de flexão do quadril em 30°. Observa-se que a RMS do RF é maior para o grupo de amputados (perna intacta) comparativamente ao grupo controle. Nos demais músculos os dois parâmetros de RMS e $Fmed$ possuem valores similares.

4.2.3 EMGs com a articulação no ângulo de 60° para o grupo A

A seguir, apresenta-se os valores de RMS e $Fmed$ intra-grupos, no grupo A, e na sequência as análises entre coto residual e membro contralateral saudável, onde foram analisados os cotos residuais em comparação ao membro intacto dos mesmos indivíduos. Na Tabela 19 observam-se os valores da RMS para cada músculos estudado no membro intacto do grupo A durante a extensão do quadril (ST e BF) apresentam médias superiores às médias do músculo antagonista RF e do PV.

Tabela 19: Valores individuais e a média da *RMS* do membro intacto dos indivíduos amputados durante a Extensão de 60° no quadril.

(μ V)	<i>RMS1</i>	<i>RMS2</i>	<i>RMS3</i>	<i>RMS4</i>	<i>RMS5</i>	<i>RMS6</i>	<i>RMS7</i>	<i>RMS8</i>	Média
RF	10,686	21,502	26,88	10,392	13,907	21,648	23,695	29,41	19,765
ST	27,492	67,76	60,855	49,512	47,122	25,558	103,06	3,6563	48,126
BF	102,47	93,911	94,414	43,784	102,49	39,622	149,19	34,431	82,539
PV	9,985	23,222	42,529	20,124	19,892	2,8226	51,566	10,637	22,597

Na Tabela 20 observa-se que os valores da Fmed do membro intacto dos sujeitos amputados no movimento de extensão e no ângulo de 60°. As Fmed possuem médias superiores para os músculos agonistas (ST e BF) comparativamente ao músculo antagonista (RF) da extensão do quadril. Neste caso o músculo PV possui Fmed semelhante ao músculo ST.

Tabela 20: Valores individuais e a média da Fmed do membro intacto dos indivíduos amputados durante a Extensão 60° do quadril.

(Hz)	Fmed1	Fmed2	Fmed3	Fmed4	Fmed5	Fmed6	Fmed7	Fmed8	Média
RF	119,79	123,66	124,26	194,32	146,92	126,92	138,52	138,86	139,15
ST	172,19	244,72	162,86	204,12	134,06	173,99	181,85	212,79	185,82
BF	187,45	166,32	173,32	151,12	186,85	145,12	162,59	147,19	164,99
PV	254,78	166,12	155,99	165,12	135,26	232,92	155,32	127,39	174,11

Na Tabela 21 observa-se que na flexão do quadril a 60° o músculo agonista RF possui média dos valores de *RMS* superiores aos dos músculos antagonistas ST e BF e do músculo intacto PV.

Tabela 21: Valores individuais e a média da *RMS* do membro intacto nos indivíduos amputados durante a Flexão de 60° do quadril.

(μ V)	<i>RMS1</i>	<i>RMS2</i>	<i>RMS3</i>	<i>RMS4</i>	<i>RMS5</i>	<i>RMS6</i>	<i>RMS7</i>	<i>RMS8</i>	Média
RF	35,924	37,729	39,192	8,191	125,80	21,64	161,92	71,201	62,69
ST	9,1339	6,4077	46,928	8,5812	6,7258	25,55	45,503	4,761	19,19
BF	20,787	9,5176	73,459	21,318	9,555	39,632	36,632	51,888	32,84
PV	2,762	19,229	36,485	6,0265	11,228	2,8235	13,287	25,270	14,638

Na Tabela 22 observa-se que os valores médios da *Fmed* no membro intacto dos indivíduos amputados durante a flexão do quadril a 60° não possuem diferenças entre os músculos estudados.

Tabela 22: Valores individuais e a média da *Fmed* do membro intacto dos indivíduos amputados durante a Flexão de 60° do quadril.

(Hz)	<i>Fmed1</i>	<i>Fmed2</i>	<i>Fmed3</i>	<i>Fmed4</i>	<i>Fmed5</i>	<i>Fmed6</i>	<i>Fmed7</i>	<i>Fmed8</i>	Média
RF	123,66	142,19	120,99	178,92	119,66	126,92	117,46	120,14	131,24
ST	123,39	116,86	168,72	98,193	119,39	173,99	107,33	202,98	138,85
BF	127,46	116,73	183,45	117,79	129,12	145,12	138,06	159,91	139,70
PV	134,12	153,59	157,72	154,06	153,39	232,92	119,73	139,68	155,65

Os músculos do coto residual apresentam parâmetros de *RMS* com valores semelhantes tanto para os agonistas ST e BF quanto para o antagonista RF na extensão de 60°, de acordo com a Tabela 23.

Tabela 23: Valores individuais e a média da *RMS* do coto residual dos indivíduos amputados durante a Extensão em 60° do quadril.

(μ V)	<i>RMS1</i>	<i>RMS2</i>	<i>RMS3</i>	<i>RMS4</i>	<i>RMS5</i>	<i>RMS6</i>	<i>RMS7</i>	<i>RMS8</i>	Média
RF	30,20	6,80	12,97	29,01	8,24	23,86	56,32	23,02	23,80
ST	54,95	9,603	99,82	8,152	17,07	4,254	4,49	50,57	31,11
BF	20,54	29,013	79,21	6,33	31,94	3,87	0,623	34,068	25,70
PV	18,329	40,77	46,013	2,32	12,75	6,42	5,81	11,511	17,99

Os valores de Fmed são semelhantes entre os músculos avaliados tanto para agonistas quanto para os antagonistas do exercício de extensão do quadril a 60°, na Tabela 24.

Tabela 24: Valores individuais e a média da Fmed do coto residual dos indivíduos amputados durante a Extensão de 60° do quadril.

(Hz)	Fmed1	Fmed2	Fmed3	Fmed4	Fmed5	Fmed6	Fmed7	Fmed8	Média
RF	147,86	112,46	102,73	119,93	114,73	185,85	128,66	146,72	132,36
ST	168,99	136,39	163,99	119,99	131,46	133,39	158,32	138,19	143,84
BF	156,66	158,26	151,32	123,19	114,73	130,32	211,59	117,79	145,48
PV	179,19	186,65	179,72	122,06	136,46	139,26	152,39	164,92	157,58

A Tabela 25 ilustra que os valores médios da *RMS* são menores nos músculos antagonistas a flexão do quadril (ST e BF) e no PV comparativamente ao agonista RF.

Tabela 25: Valores individuais e a média da *RMS* do coto residual dos indivíduos amputados durante a flexão 60° do quadril.

(μV)	<i>RMS1</i>	<i>RMS2</i>	<i>RMS3</i>	<i>RMS4</i>	<i>RMS5</i>	<i>RMS6</i>	<i>RMS7</i>	<i>RMS8</i>	Média
RF	31,22	24,308	36,39	28,23	20,22	25,04	56,303	11,735	29,18
ST	8,99	4,633	8,481	7,562	3,878	4,04	4,49	8,31	6,30
BF	12,40	4,86	12,87	8,94	4,189	3,963	0,624	7,583	6,93
PV	7,262	31,99	13,405	1,748	11,67	6,451	5,861	6,572	10,62

Na notar relação no ângulo de 60° para o movimento de extensão do quadril e na Tabela 28 para o movimento de flexão do quadril na mesma angulação, ou seja, os valores da Fmed são bem similares nos grupos estudados.

Tabela 26 é possível notar relação no ângulo de 60° para o movimento de extensão do quadril e na Tabela 28 para o movimento de flexão do quadril na mesma angulação, ou seja, os valores da Fmed são bem similares nos grupos estudados.

Tabela 26: Valores individuais e a média da Fmed do coto residual dos indivíduos amputados durante a flexão de 60° do quadril.

(Hz)	Fmed1	Fmed2	Fmed3	Fmed4	Fmed5	Fmed 6	Fmed7	Fmed8	Média
RF	145,46	125,66	159,39	176,32	135,99	182,99	128,66	161,72	152,02
ST	139,72	132,19	148,32	140,59	133,46	152,12	158,19	135,86	142,55
BF	131,30	144,92	166,26	150,72	124,39	140,39	212,25	164,52	154,35
PV	152,32	129,12	124,06	170,12	131,32	150,12	160,46	136,52	144,25

Na Tabela 27 e na Tabela 28 verifica-se as análises intra-grupos para os indivíduos amputados, sendo comparado o membro intacto com o coto residual. Inicialmente foi avaliado no movimento de extensão do quadril, seguido pelo movimento de flexão do quadril, ambos no ângulo de 60°.

Tabela 27: Média dos valores de *RMS* e *Fmed* intra-indivíduos sujeitos amputados (membro normal) e coto residual no ângulo de 60° em extensão.

Músculo	<i>RMS</i>_{coto} (μV)	<i>RMS</i>_{nl} (μV)	<i>p</i>	<i>Fmed</i>_{coto} (Hz)	<i>Fmed</i>_{nl} (Hz)	<i>p</i>
RF	23,80	19,76	0,5242	132,36	139,15	0,6036
ST	31,11	48,12	0,3126	143,84	185,82	0,0078*
BF	25,70	82,53	0,0043*	145,48	164,99	0,1480
PV	17,99	22,59	0,5872	157,58	174,11	0,3773

* $p < 0,05$

Estatisticamente para o movimento de extensão do quadril no ângulo de 60°, o músculo BF apresentou diferença para os valores de *RMS* e o músculo ST apresentou diferença nos valores de *Fmed*. Porém os valores de *RMS* nos músculos RF, ST e PV se mostram similares com relação à *Fmed*.

Tabela 28: Média dos valores de *RMS* e *Fmed* intra-grupos dos indivíduos amputados, membro intacto e coto residual durante a flexão no ângulo de 60° do quadril.

Músculo	<i>RMS</i>_{coto} (μV)	<i>RMS</i>_{nl} (μV)	<i>p</i>	<i>Fmed</i>_{coto} (Hz)	<i>Fmed</i>_{nl} (Hz)	<i>p</i>
RF	29,18	62,69	0,4937	152,02	131,24	0,1896
ST	6,30	19,19	0,0626*	142,55	138,85	0,7919
BF	6,93	32,84	0,0058*	154,35	139,70	0,2657
PV	10,62	14,63	0,4635	144,25	155,65	0,4057

* $p < 0,05$

A Tabela 28 diz que para o movimento de flexão do quadril há diferença estatística significativa para a *RMS* para os músculos ST e BF, já para a *Fmed* não há diferença significativa. O músculo RF, agonista no movimento referido, não possui diferença estatisticamente significativa para a *RMS* e nem para a *Fmed*. Porém, o músculo RF agonista do movimento apresentou maior valor de *RMS* em ambas as pernas. Para o músculo PV, não seccionado, também não foi observada diferença estatística significativa.

4.2.4 EMGs com a articulação no ângulo de 60° para o grupo B.

Nesta sessão, estão relacionadas às médias dos valores dos achados eletrofisiológicos no grupo B, controle membro saudável escolhido aleatoriamente e no grupo A, membro não amputado.

Observa-se na Tabela 29 o maior valor médio da *RMS* no músculo BF agonista, nos demais músculos a amplitude do sinal sofreu pouca variação.

Tabela 29: Valores individuais e a média da *RMS* do grupo controle durante a Extensão 60° do quadril.

(μV)	<i>RMS1</i>	<i>RMS2</i>	<i>RMS3</i>	<i>RMS4</i>	<i>RMS5</i>	<i>RMS6</i>	<i>RMS7</i>	<i>RMS8</i>	Média
RF	65,128	30,895	33,151	13,713	21,067	2,658	25,562	20,287	26,55
ST	64,70	44,182	29,898	66,93	6,752	8,981	73,48	12,398	38,41
BF	66,45	49,15	163,12	52,32	143,19	83,44	35,754	1,89	74,41
PV	65,63	21,29	84,43	16,38	1,868	47,84	50,606	28,499	39,57

Na Tabela 30 observa-se os músculos ST e BF, agonistas do movimento de extensão do quadril, apresentam maiores valores de Fmed, comparativamente aos músculos RF e PV.

Tabela 30: Valores individuais e a média da Fmed do grupo controle durante a Extensão 60° do quadril.

(Hz)	Fmed1	Fmed2	Fmed3	Fmed4	Fmed5	Fmed6	Fmed7	Fmed8	Média
RF	333,24	156,46	121,99	137,26	164,72	139,32	127,46	114,99	161,93
ST	333,24	167,26	245,52	175,52	191,92	233,45	170,92	137,46	206,91
BF	333,18	147,26	120,13	221,72	149,86	129,66	211,52	214,65	190,99
PV	333,24	180,65	153,32	170,39	142,12	160,59	131,26	126,46	174,75

Na Tabela 31 observa-se que o valor médio da *RMS* do coto residual no músculo RF agonista do movimento é superior ao valor médio dos músculos antagonistas ST, BF e PV.

Tabela 31: Valores individuais e a média da *RMS* do grupo controle durante a Flexão a 60° do quadril.

(μ V)	<i>RMS1</i>	<i>RMS2</i>	<i>RMS3</i>	<i>RMS4</i>	<i>RMS5</i>	<i>RMS6</i>	<i>RMS7</i>	<i>RMS8</i>	Média
RF	138,45	66,72	74,79	75,06	3,33	5,630	34,365	48,83	55,89
ST	136,8	7,84	11,56	18,16	2,53	3,90	5,08	4,003	23,73
BF	138,1	5,73	158,02	9,37	44,56	58,18	7,99	0,568	52,81
PV	140,64	17,85	130,86	5,92	1,771	30,44	45,241	32,73	50,68

Na Tabela 32 observa-se que o músculo BF apresenta maiores valores de *Fmed* comparativamente aos demais músculos estudados durante a flexão do quadril a 60°.

Tabela 32: Valores individuais e a média da *Fmed* do grupo controle durante a Flexão 60° do quadril.

(Hz)	<i>Fmed1</i>	<i>Fmed2</i>	<i>Fmed3</i>	<i>Fmed4</i>	<i>Fmed5</i>	<i>Fmed6</i>	<i>Fmed7</i>	<i>Fmed8</i>	Média
RF	333,24	124,66	137,59	112,93	145,86	133,59	136,86	121,86	155,82
ST	333,24	107,53	182,12	108,59	168,19	119,93	117,66	134,66	158,99
BF	333,24	131,06	119,99	146,46	140,52	119,73	109,73	260,72	170,18
PV	333,24	176,19	119,99	144,59	139,59	150,39	140,26	131,52	166,97

Na Tabela 33, observa-se a comparação entre o grupo controle (B) e o grupode amputados (A) durante o movimento de extensão no ângulo de 60° e na Tabela 34 temos a comparação desses mesmos grupos, na mesma angulação, porém no movimento de flexão do quadril.

Tabela 33: Média dos valores de *RMS* e *Fmed* inter-grupos (grupos A e B) indivíduos amputados (membro intacto) e indivíduos controle durante a extensão do quadril a 60°.

Músculo	<i>RMS</i>_A (μV)	<i>RMS</i>_B (μV)	<i>p</i>	<i>Fmed</i>_A (Hz)	<i>Fmed</i>_B (Hz)	<i>p</i>
RF	19,76	26,55	0,5354	139,15	161,93	0,2925
ST	48,12	38,41	0,5097	185,82	206,91	0,3596
BF	82,53	74,41	0,5052	164,99	190,99	0,2832
PV	22,59	39,57	0,2725	174,11	174,75	0,942

* $p < 0,05$

Tabela 34: Média dos valores de *RMS* e *Fmed* inter-grupos (grupos A e B) indivíduos amputados (membro intacto) e indivíduos controle durante a flexão do quadril a 60°.

Músculo	<i>RMS</i>_A (μV)	<i>RMS</i>_B (μV)	<i>p</i>	<i>Fmed</i>_A (Hz)	<i>Fmed</i>_B (Hz)	<i>p</i>
RF	62,69	55,89	0,5364	131,24	155,82	0,5636
ST	19,19	23,73	0,8463	138,85	158,99	0,5464
BF	32,84	52,81	0,5285	139,70	170,18	0,2076
PV	14,63	50,68	0,1250	155,65	166,97	0,4838

* $p < 0,05$

4.3 RESULTADOS PROTOCOLO DINÂMICO

Nesta sessão serão apresentados os achados eletrofisiológicos de quatro dos oito indivíduos amputados durante o exercício de caminhada. Os sinais sofreram o mesmo processamento realizado no exercício estático da sessão anterior e podem ser encontrados no Anexo 6.

Os parâmetros médios de *RMS* e *Fmed* avaliados nos cotos residuais e no membro saudável do grupo A nas três diferentes velocidades de caminhada estão demonstrados na Tabela 35.

Tabela 35: Média dos valores de *RMS* e *Fmed* e os *p*-valores intra-grupos amputados (coto residual e membro intacto) durante a marcha nas três velocidades distintas.

Velocidade (m/s)	<i>RMS</i> (μ V)			<i>Fmed</i> (Hz)		
	0,7	1,0	1,3	0,7	1,0	1,3
RF_{coto}	6,75	13,58	17,84	97,88	94,87	97,63
PV_{coto}	19,00	31,07	19,93	124,02	101,58	91,42
RF_{intacto}	12,18	12,29	16,45	95,38	89,87	91,42
PV_{intacto}	22,09	20,19	18,94	86,62	96,15	102,27

Pelo método estatístico observa-se que não há diferenças estatísticas significantes da *RMS* e *Fmed* entre o coto residual do amputado e seu membro intacto, como pode ser visto na Tabela 35, onde os *p*-valores relacionados aos músculos RF, seccionado e PV, não seccionado, durante as três diferentes velocidades alcançadas pelos voluntários (0,7; 1,0 e 1,3 m/s).

Tabela 36: Análise dos *p*-valores para os parâmetros (*RMS* e *Fmed*) dos músculos RF e PV durante a marcha nas três velocidades distintas.

	<i>RMS</i> (μ V)		<i>Fmed</i> (Hz)	
	RF_(coto e intacto)	PV_(coto e intacto)	RF_(coto e intacto)	PV_(coto e intacto)
<i>P</i>_{0,7}	0,1219	0,8759	0,6518	0,0225*
<i>P</i>_{1,0}	0,0973	0,7352	0,0973	0,7352
<i>P</i>_{1,3}	0,1122	0,8759	0,1122	0,8759

* $p < 0,05$

De acordo com a Tabela 36 nota-se que apenas a relação entre os músculos PV, não seccionados, apenas na menor velocidade de avaliação (0,7m/s) apresentaram diferença estatística relevante. Nos demais cenários os valores são estatisticamente semelhantes.

4.4 RESULTADO DA MÉDIA DE PICO TORQUE NA CVM

4.4.1 Resultados pico médio de torque (PMT) para os ângulos de 30° e 60° no grupo A e B

O grupo A, da população amputada, possui menos força do que o grupo B ao compararmos o coto residual ao membro aleatoriamente selecionado do grupo controle. O membro normal do grupo A possui a média de torque exatamente igual ao membro comparado do grupo B, como se pode observar nos gráficos nos Anexo 7. Na Tabela 37 apresenta as médias dos os valores de pico médio de torque dos grupos A e B e o p -valor referente à comparação dos conjuntos de dados.

Tabela 37: Média dos valores de PMT dos grupos A e B.

(N/m)	Extensão 30°	Flexão 30°	Extensão60°	Flexão 60°
Membro_{normal}	181,39	138,08	190,84	127,66
Coto	82,81	67,10	101,87	50,06
Controle	178,02	135,59	205,34	127,37

A seguir na Tabela 38 e na Tabela 39 observamos a comparação da média do pico médio de torque (PMT) intra-grupo entre o coto residual e o membro intacto, seguido dos p -valores dos movimentos de extensão e flexão do quadril em ambos os ângulos, 30° e 60° respectivamente.

Tabela 38: Análise dos *p*-valores intra-grupos amputados (coto residual com membro normal) nos ângulos de 30° e 60° em extensão.

	Membro_{nl}	Coto	<i>p</i>
PMT (N/m) 30°	181,39	82,81	5,06665 x10 ^{-5*}
PMT (N/m) 60°	190,84	101,87	8,55695 x10 ^{-5*}

* *p* <0,05

Pela tabela anterior pode-se observar que o coto residual apresenta menos força do que o membro saudável do mesmo indivíduo para os ângulos de 30° e de 60° no exercício de extensão do quadril.

Tabela 39: Análise dos *p*-valores intra-indivíduos amputados (coto residual com membro normal) nos ângulos de 30° e 60° em flexão.

	Membro_{nl}	Coto	<i>p</i>
PMT (N/m) 30°	138,08	67,10	3,70669 x10 ^{-8*}
PMT (N/m) 60°	127,66	50,06	2,47523 x10 ^{-8*}

* *p* <0,05

Pela Tabela 39 é possível observar que o coto residual apresenta menos força do que o membro saudável do mesmo indivíduo para os ângulos de 30° e de 60° no exercício de flexão do quadril.

Na Tabela 40 observa-se que comparação inter-grupos da média do PMT do membro saudável do indivíduo amputado e de um membro (aleatoriamente selecionado) do indivíduo controle para o movimento de extensão e na Tabela 41 e para o movimento de flexão do quadril em ambos os ângulos estudados.

Tabela 40: Análise dos p -valores inter-grupos controle e amputados (membro intacto) nos ângulos de 30° e 60° em extensão.

	Grupo A	Grupo B	p
PMT (N/m) 30°	181,39	178,02	0,898
PMT (N/m) 60°	190,84	205,34	0,532

* $p < 0,05$

Pela interpretação da Tabela 40 nota-se que não diferenças relevantes com relação à força nos grupos A e B nos dois ângulos avaliados no exercício de extensão do quadril.

Tabela 41: Análise dos p -valores inter-grupos normais e amputados (membro intacto) nos ângulos de 30° e 60° em flexão.

	Grupo A	Grupo B	p
PMT (N/m) 30°	138,08	135,59	0,7767
PMT (N/m) 60°	127,66	127,37	0,968

* $p < 0,05$

Pela análise da Tabela 41 é possível inferir que não diferenças estatísticas no torque médio dos grupos A e B nos dois ângulos avaliados no exercício de flexão do quadril.

5 DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

A motivação para o desenvolvimento deste trabalho vem da necessidade da evolução dos membros artificiais. O controle mioelétrico oferece diversas vantagens, como determinar a intenção de movimento do usuário, como foi discutido por Seyedali *et. al.*(2012). Os padrões de controle mioelétrico de membros superiores estão bem definidos na literatura, diversos estudos foram elaborados neste sentido, como em Paz Junior (2007) e Seyedali *et. al.* (2012). Estes padrões não estão bem definidos em próteses de membros inferiores.

Tendo em vista que as próteses existentes no mercado interno atual são limitadas quanto à funcionalidade ou são de altíssimo custo quando mais funcionais, é de extrema importância que existam estudos direcionados a modernização, à implementação tecnológica e que busquem minimizar custos para a comercialização de próteses. A busca de ferramentas biológicas que auxiliem no controle de membros artificiais, especialmente de pacientes amputados transfemorais, o controle do joelho tem sido meta de muitos estudos multicêntricos. A EMGs tem sido estudada por vários pesquisadores com este objetivo como em Seyedali *et. al.*(2012), Pantall (2011) e Ferreira *et.al.*(2005).

Para o estudo destas ferramentas em protocolos experimentais é essencial encontrar um grupo de voluntários que estejam enquadrados dentro de características físicas e clínicas semelhantes. Neste estudo procurou-se esta padronização, especialmente no pareamento dos indivíduos do grupo controle e do grupo amputado.

O protocolo proposto neste estudo foi composto por dois cenários: estático e dinâmico. A escolha dos músculos a serem estudados por estes protocolos ocorreu prioritariamente pela relação músculo, contração e movimento desejados. Os movimentos analisados na fase estática eram flexão e extensão de quadril em 30° e 60° e os músculos acionados para tais (RF, ST, BF e PV). Tendo em vista que os indivíduos estudados sofreram amputação a nível transfemoral (acima do joelho), nossa gama de opções de escolha de músculos era limitada, foram priorizados esses músculos, pois seriam passíveis de análise, também, na segunda fase da coleta durante a marcha, pois são acionados na deambulação, como visto no protocolo elaborado por Huang (2012) e em outros trabalhos que estudaram a EMGs durante a marcha realizados por Yang *et. al.*(2007) e Seyedali *et.al.* (2012).

No presente estudo, os glúteos foram excluídos da análise em função da baixa amplitude do sinal das EMGs, já que estão encobertos, na maioria das vezes, por uma camada espessa de tecido adiposo.

Da mesma forma os músculos iliopsoas, que é o maior flexor do quadril foram excluídos do protocolo, pois sua localização é extremamente profunda, a captação só é bem sucedida quando utilizado eletrodo invasivo. Além disso, é um músculo estreito e está posicionado bem próximo a outras estruturas nervosas e tendíneas, que factivelmente gerariam ruídos comprometendo a qualidade do sinal gerado (PEROTTO,1994) e (DE LUCA, 1997). Por outro lado foram incluídos no estudo os músculos não seccionados paravertebrais da quinta vertebra lombar, que segundo Yang *et. al.* (2007) possuem extrema importância no controle de equilíbrio do tronco.

O presente protocolo é bem semelhante ao proposto por Huang (2012), que estudaram pacientes amputados transtibiais (abaixo do joelho), onde os músculos das pernas estavam intactos e foram estudados sem grandes interferências. No presente estudo, os pacientes amputados transfemorais possuem músculos, essenciais ao controle da prótese de membro inferior, que foram seccionados. Dessa forma, a presente proposta trás informações de músculos diferentes aos estudados por Huang (2012) e pode contribuir para uma marcha funcional.

De acordo com Huang (2012) não haviam estudos publicados que traziam informações dos padrões musculares do coto residual captados com o uso do *socket* e eles foram os pioneiros nisso, trazendo sinais com baixo nível de artefato. No presente estudo foi apresentada uma análise dos padrões das EMGs no músculo RF do coto residual, foram captados com o uso do *socket* durante a caminhada em três velocidades distintas (0,7; 1,0 e 1,3m/s) foi observado uma resposta fisiológica muscular, onde ocorre uma elevação da *RMS* com o aumento da velocidade e da demanda muscular.

A comparação intra-grupos, no grupo A para o ângulo de 30° durante a extensão do quadril, onde foram mensurados os valores de *RMS* e *Fmed* no membro saudável e no coto residual, mostrou valores estatisticamente diferentes para os músculos RF, ST e BF. Este achado é explicado pela literatura, onde é verificado que os músculos seccionados em função da amputação perdem sua inserção tendínea, sofreram uma desnervação graves, além de uma desestabilização da estrutura muscular (CARVALHO,2003). Esses achados

de acordo também com o encontrado no estudo de Huang (2012) que observaram uma diferença estatística significativa entre o membro intacto e o coto residual avaliado durante a CVM.

Pela análise inter-grupos nos movimentos de flexão e extensão do quadril não houve diferenças estatísticas significativas nos músculos (RF, ST, BF e PV) estudados. Esse resultado comprova que o membro intacto do indivíduo amputado não sofre modificações nos parâmetros eletrofisiológicos, como descrito por estudos realizados por Huang (2012) e em outro estudo de Seyedali *et. al.*(2012), ou seja, concluem que o membro intacto do indivíduo amputado tem seus valores de *RMS* e *Fmed* dentro dos padrões da normalidade.

Comparando qualitativamente os valores intra-grupos em pacientes amputados nos dois ângulos distintos (30° e 60°), é possível perceber que não há diferenças relevantes tanto na *RMS* quanto na *Fmed* nos dois movimentos executados. Porém para os dois ângulos existe uma diferença dos valores em ambos os parâmetros, como por exemplo: quando o indivíduos executa a extensão do quadril em 30° e 60° os agonistas (ST e BF) possuem maiores valores (*RMS* e *Fmed*) do que o antagonista (RF) e na flexão do quadril ocorre o mesmo, ou seja, não houve padrões de contração compensatória no coto residual bem como no membro intacto.

A segunda etapa da coleta ou coleta dinâmica foi prejudicada pelo excesso de artefatos ou ruídos externos, advindos de fatores extrínsecos ou ambientais. Como por exemplo, as alças formadas pelo movimento dos cabos que eram conectados ao pré-amplificador como descreve Deluca (1997) em sua revisão sobre o uso da EMGs no campo da biomecânica, mas principalmente pelo tipo e formato dos eletrodos utilizados nas coletas, que possuíam conexões do tipo botão, como exemplificado na Figura 19.

Além disso, o *socket* das próteses utilizadas pelos voluntários, como pode ser visto no Anexo 4, se adaptam ao coto por sucção. O fato é que este modelo de eletrodo acarretou a falta do vácuo para a adaptação das próteses impossibilitando que o voluntário deambulasse na esteira utilizando o *socket* juntamente com os eletrodos da parte posterior da coxa, dos músculos ST e BF. Dessa forma, foi possível avaliar apenas o músculo RF, seccionado e o PV não seccionado.



Figura 19: Eletrodos do tipo botão

Por todos esses fatores, a proposta inicial em analisar dos sinais elétricos musculares durante a marcha sofreu algumas modificações. A primeira limitação encontrou-se no fato de não haver tempo hábil suficiente para que o equipamento de análise de movimento disponível, devido à sua complexidade de manipulação, fosse sincronizado.

Feito isto, durante o processamento do sinal foi observado que quatro das oito coletas não eram passíveis de processamento pela baixa qualidade do sinal coletado, por isso, foi realizado o processamento e análise dos sinais de apenas de quatro voluntários amputados.

Os parâmetros dos sinais encontrados no coto residual foram comparados aos do membro intacto do mesmo indivíduo e é possível concluir que durante a marcha os sinais são equivalentes aos do membro intacto. Acredita-se, de acordo com Huang (2012), que isto ocorra devido à capacidade da neuroplasticidade muscular gerar um crescimento neural adaptativo pela perda do membro, o que resulta em sinais compatíveis ao normal durante o ciclo de marcha, diferente dos achados que se obtêm no exercício de CVM na cadeira isocinética.

Na análise da força muscular, representada pelo PMT, o grupo de pacientes amputados, no coto residual possui menos força do que o membro intacto para a flexão do quadril e extensão do quadril no ângulo de 30° e 60°. Porém, o membro intacto do grupo amputado possui a média de torque igual ao membro comparado do grupo controle. Esses achados confirmam os resultados esperados para esta pesquisa como já foi evidenciado em estudos prévios de Moirendfeld *et.al.* (2000) e Isakov *et.al.*(1996).

Do ponto de vista eletrofisiológico, assim como relatado por Huang (2012), os sinais de EMGs encontrados nos cotos residuais analisados e no membro contralateral dos sujeitos amputados, sugerem que existem sinais mioelétricos que poderiam ser suficientes para retroalimentar um joelho mioeletricamente acionado. Assim como já comprovado em

estudo prévio de Paz Junior (2007), onde compararam a ativação muscular periférica do coto residual do membro superior utilizando a EMGs com a ativação motora cortical utilizando os recursos da ressonância funcional magnética (fRMN) e em pesquisa de Huang (2012) que avaliou o padrão dos sinais elétricos musculares do coto residual de amputados transtibiais.

Dessa forma, o presente trabalho mostrou que os padrões eletromiográficos existentes nos cotos residuais dos amputados transfemorais são viáveis, principalmente durante a marcha. Este estudo também mostrou que os padrões eletromiográficos no membro intacto dos amputados transfemorais são semelhantes aos padrões encontrados em indivíduos normais. De uma forma geral, tais achados sugerem que os músculos residuais e intactos dos usuários de membros artificiais ativos apresentam capacidade neurofisiológica para retroalimentar próteses mioelétricas durante o equilíbrio estático e dinâmico.

6 TRABALHOS FUTUROS

Como trabalhos futuros sugerem-se as seguintes propostas:

- Desenvolvimento de eletrodos de superfície que possam ser adaptados no uso concomitante ao *socket* do membro artificial do amputado.
- Para que seja viável uma coleta dinâmica com processamento e análise dos sinais eletrofisiológicos durante as fases da marcha, é necessário o uso de tecnologias como a de *Motion Capture*.

Para o primeiro tópico, sugerimos que seja realizado projeto para confecção de eletrodos de superfície, os quais devem permitir seu uso concomitante ao uso do *socket*, que é o componente de adaptação do membro artificial propriamente dito ao coto residual do membro amputado. Para isso, os sensores a serem projetados devem ser planos, ou seja, não deve haver elevações em sua conexão com o cabo do equipamento pré-amplificador. Dessa forma, será possível realizar a captação dos sinais EMG durante a marcha dos indivíduos amputados e com menos interferência de ruídos mecânicos no sinal.

O segundo tópico trata especificamente da coleta durante a marcha. Foi constatado que para a análise apropriada da marcha e dos sinais de EMGs em tempo real, um equipamento com capacidade de distinguir as fases da marcha sincronizadas aos sinais eletrofisiológicos musculares faz-se necessário. A tecnologia para possibilitar este objetivo existe no mercado e é conhecida como *Motion Capture*, captura de movimento, esta é a mesma tecnologia usada em produções cinematográficas a fim de transformar movimentos humanos reais em animações.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AGOSTINI V., NASCIMBENI A., GAFFURI A., IMAZIOM P., BENEDETTI M.G., KNAFLITZ M. “ Normative EMG activation patterns of school-age children during gait”. 2009.

ÂNGELO, C. G. M. “Desenvolvimento do Sistema Embarcado de uma Prótese Robótica para amputados Transfemurais”. 2012. 87 p. Monografia (Graduação) Universidade de Brasília, Brasília, 2012.

BALESTRA G., KNAFLITZ M., MOLINARI F. “Principals of statistical gait analysis. In: Proceedings of XIV ISEK Conference. 2002.

BOJANIC D.M., PETROVACKI-BALJ B., JORGOVANOVIC N.D., ILIC V. R. “Quantification of dynamic EMG patterns during gait in children with cerebral palsy”. Gait & Posture 2010.

BONATO P, D’ALESSIO T., KNAFLITZ M. “A statistical method for the measurement of muscle activation intervals from surface myoelectric signals during gait”. IEEE Trans Biomed Eng. 1998;

CARVALHO, J. A. “Amputações de membros inferiores: Em busca da plena reabilitação”. Editora Manole Ltd, 2003.

COHEN, L.G.; BANDINELLI S.; FINDLEY T. W.; HALLET M.; “Motor reorganization after upper limb amputation in man: a study with focal magnetic stimulation”. Brain, 1991.

COSTA NETO, P. L. de O. “Estatística Básica”. 2ª ed. São Paulo, 2002.

- DELIS, A. L.; CARVALHO, J. L. A. ; ROCHA, A. F. ; FERREIRA R. U. ; RODRIGUES S. S.; BORGES, G. A. “Estimation of the knee joint angle from surface electromyographic signals for active control of leg prostheses”. *Physiological Measurement*, v. 30, p. 931-946, 2009.
- DELLON, B.; MATSUOKA Y. “Prosthetics, Exoskeletons, and Rehabilitation”. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, pp. 30-34, 2007.
- DE LUCA, C. J. “The use of surface electromyograph in biomechanics.” *Journal of Applied Biomechanics* 13: 135-163, 1997.
- DE LUCA, J.; KUZNETSOV M.; GILMORE L.D.; ROY S. H. “Inter-electrode spacing of surface EMG sensors: Reduction of crosstalk contamination during voluntary contraction”. *Journal of Biomechanics*, 2011.
- DIAZ, C. O., MENEGAZ H. M., BÓ A. P. L., BORGES G. A., “An EKF-based approach for estimating leg stiffness during walking”. In 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013.
- FALOPPA, F.; ALBERTONI V. M. “Ortopedia e Traumatologia” Ed. Manole, 2008.
- FERREIRA, R. U. ; ROCHA, A.F.; CASCAÕ JÚNIOR, C. A.; BORGES, G. A.; NASCIMENTO, F. A. O. N.; VENEZIANO, W. H.; “Reconhecimento de Padrões de Sinais de EMG para Controle de Prótese de Perna.” In: XI Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2005, João Pessoa, 2005. p 1-5.
- FRERIKS, B, HERMENS HJ. “European recommendations for surface electromyography”. *SENIAM* project, 2000. Disponível em: <http://seniam.org/>. Acesso em 6 de novembro de 2012.
- GAVA, A. D. “Avaliação de mulheres com síndrome patelo femoral após tratamento conservador” Mestrado em ciências da reabilitação. Rede Sarah de Hospitais do Aparelho Locomotor. Brasília, 2011.
- GODOY, E. V. “Apostila de Métodos Estatísticos”. Centro Universitário Fundação Santo André. São Paulo, 2007.

HUANG S.; FERRIS D.P. “Muscle activation patterns during walking from transtibial amputees recorded within the residual limb-prosthetic interface”. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2012.

ISAKOV E.; BURGER H., GREGORI M.; MARIN C. “Isokinect and isometric strength of the thigh muscle in below-knee amputee”. Clinic Biomechanics, 1996 11(4):232-235.

MADUREIRA, P. L. S. “Caracterização dos aspectos neurofisiológicos da fadiga nos pacientes com a Doença de Charcot-Marie-Tooth tipo 1A”. 2009. 84 p. Dissertação (Mestrado em Medicina) - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2009.

MARTIN, J.; POLLOCK, A.; HETTINGER, J. “Microprocessor lower limb prosthetics: Review of current state of art”. Journal of Prosthetics and Orthotics, v.22, p. 183-193, 2010.

MEGAWIN 3.0 SOFTWARE MANUAL DO USUÁRIO. Mega Eletronics Ltd. Finlândia, 2010.

MOIRENFELD I.; AYALON M.; BEN-SIRA D.; ISAKOV E. “Isokinect strength and endurance of the knee extensors and flexors in trans-tibial amputees”. Journal of Prosthetic Orthotics, 2000 24(3):221-5.

OLIVEIRA, M.; VILAGRA, J. M. “Independência funcional e satisfação em pacientes com amputação transfemoral.” In: III Congresso Internacional de Saúde da UEM, 2009, Maringá – Pr. Anais do III Congresso Internacional de Saúde, 2009.

PANTALL A. *et al.* “Variability of sEMG of five stump muscles during stance phase of gait in TF amputees with osseointegrated prostheses” Gait & Posture PP-038, 2006.

PANTALL A., DURHAM S., EWINS D. “Surface electromyography activity of five residual limb muscles recorded during isometric contraction in transfemoral amputees with osseointegrated prostheses” Clinical Biomechanics 760-765, 2011.

PATIKAS D., WOLF S.I., SCHUSTER W., ARMBRUST P., DREHER T., DPDERLEIN L. “Electromyography patterns in children with cerebral palsy: do they change after surgery?” Gait&Posture, 246(3):362-71, 2007.

PAZ JUNIOR, A. C.; BRAGA L.W.; DOWNS J.H. 3rd. "A preliminary functional brain study on amputees." *Appl Neuropsychol* 2000; 7(3): 121Y125. Erratum in: *Appl Neuropsychol* 2001; 8(2): 124.

PAZ JUNIOR, A. C.; BRAGA L.W. "Brain Activation in a myoelectric prosthetics hand." *Journal of Pediatric Orthopedic*. Vol 27, número 8, dezembro, 2007.:

PEROTTO, A. "Anatomical guide for the electromyographer: the limbs and trunk". 3 ed Springfield: Charles C. Thomas. 309 p.:il, , 1994.

PINTO, L. C. "Eletromiografia Clínica". Ed. Atheneu. São Paulo 1996. 294p: il.

PPGIE - Programa de Pós Graduação em Informática na Educação, "Representação do mecanismo de captura e análise do sinal EMG", Disponível em: <http://www.pgie.ufrgs.br/> Acesso em 20 Jul. 2012.

RADCLIFFE, C. W. "Above-Knee prosthetics". *Prosthetics and Orthotics International*, v. 1, p 146-160, 1977.

REIS, G. M., RIBEIRO JÚNIOR, J. I. "Comparação de testes paramétricos e não paramétricos aplicados em delineamentos experimentais." III SAEPRO. UFV, 2007.

ROCHA J. P.. AGUIAR J.; MACHADO N. V.; LIMA, R. B. "Estudo Comparativo do Padrão da marcha normal em mulheres de diferentes faixas etárias: crianças, adultas e idosas. Universidade Federal do Piauí, 2010.

ROSNER B. "Fundamentals of Biostatistics". Sétima edição, pp. 515-587. 2010.

YANG J. *et. al.* "The reaction strategy of lower extremity muscle when slips occur to individuals with transfemoral amputation". *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2007.

ZABKA, F. F.; VALENTE, H. G. e PACHECO, A. M. "Avaliação isocinética dos músculos extensores e flexores de joelho em jogadores de futebol profissional". *Revista Brasileira Medicina Esporte [online]*, vol.17, n.3, pp. 189-192, 2011.

ANEXOS

ANEXO 1: PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA



Universidade de Brasília
Faculdade de Ciências da Saúde
Comitê de Ética em Pesquisa – CEP/FS

PROCESSO DE ANÁLISE DE PROJETO DE PESQUISA

Registro do Projeto no CEP: 119/11

Título do Projeto: “Tecnologias avançadas de próteses para amputados de membro inferior”.

Pesquisadora Responsável: Geovany Araujo Borges

Data de Entrada: 31/08/11

Com base na Resolução 196/96, do CNS/MS, que regulamenta a ética em pesquisa com seres humanos, o Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, após análise dos aspectos éticos e do contexto técnico-científico, resolveu **APROVAR** o projeto 119/11 com o título: “Tecnologias avançadas de próteses para amputados de membro inferior”, Área Temática Especial – “Pesquisa Grupo 1 Novos Procedimentos, Novos Equipamentos” analisado na 3ª reunião ordinária realizada no dia 12 de março de 2013.

O pesquisador responsável fica, desde já, notificado da obrigatoriedade da apresentação de um relatório semestral e relatório final sucinto e objetivo sobre o desenvolvimento do Projeto, no prazo de 1 (um) ano a contar da presente data (item VII.13 da Resolução 196/96).

Brasília, 14 de março de 2013.


Natan Monteiro de Sá
coordenador do CEP-FS/UnB

Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos - Faculdade de Ciências da Saúde
Universidade de Brasília - Campus Universitário Darcy Ribeiro - CEP: 70.910-900
Telefone: (61)-3107-1947 Email: cepfs@unb.br

ANEXO 2: PUBLICAÇÕES

XXIII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica – XXIII CBEB

BALANCE MEASUREMENT SYSTEM BASED ON THE CENTER OF MASS COMPUTATION USING KINECT

Claudia Patricia Ochoa Diaz*, Carlos Gonçalves*, Carolina Girardi Alves**, Leticia Machado Coelho, Antônio Padilha Lanari Bó*

*Departamento Engenharia Elétrica-Universidade de Brasília, Brasília, Brasil

**Pós-graduação em Engenharia Biomédica-UnB Gama, Brasília, Brasil

claudiochoa@lara.unb.br

Abstract: The estimation of the Center of Mass (CoM) and its variations while the person is walking, running or simply standing quietly, helps to understand the underlying basic principles of human balance. This paper presents a postural assessment strategy based on the CoM calculation from motion data collected using the Kinect sensor. The CoM estimations are then analyzed using a dispersion calculation in order to quantify the balance effort during static and dynamic postures. The method was then evaluated using a set of specific postures extracted from the Berg Balance Scale. Moreover, the whole strategy was tested on a healthy subject performing a balance game.

Keywords: *Center of mass, balance, Kinect, Berg Balance Scale*

Introduction

Balance and posture are inherent conditions of the human body, though it underlies a complex process involving the coordinated action of biomechanical, sensory, motor and central nervous system components [1]. The sensory systems (vision, vestibular and somatosensory systems) have the task of measuring different variables related to the body's inner condition, as well as some external variables that might affect the balance. From these measurements, the balance control system takes diverse actions (motor output responses) in order to guarantee a static or dynamic condition of equilibrium of the human body in different scenarios, such as walking, running or simply standing in an upright position. These control actions (better known as *control strategies*) included mostly rotations of the ankle and hip articulations in the *anteroposterior (A/P)* and *mediolateral (M/L)* planes.

The condition of equilibrium is related to the inertial forces acting on the body, as well as the inertial characteristics of the body segments [2]. Among all the variables related to the study of balance, the estimation of the Center of Mass (CoM) and the Center of Pressure (CoP) might be the most used parameters because they represent a global stability estimation of the human body and its interaction with the environment (the

ground reaction force), respectively [3]. In the case of the CoM estimation, there are several methods that are widely used. The *segmental analysis* includes the use of the classical anthropometric tables, which give the CoM position based on the CoM location and masses of the individual segments [4]. In another kinematic method, a *sacral marker* placed on the subject is tracked based on the anatomical proximity between the sacrum and the body CoM [5]. From force and mass information, a *dynamic estimation* of CoM can be also calculated using the Newton's second law [6]. A recent work extends a new method used initially for humanoid robots for calculating the CoM in the elderly [7].

Based on the estimation of the CoM (among other relevant parameters not studied here), therapists and researchers have developed different balance and postural assessment protocols based on different test performed by patients and subjects under specific conditions. The Berg Balance Scale (BBS) is a simple test developed to measure balance in a clinical setting without requiring the use of complicated tools [8]. Other protocols make use of sophisticated platforms to perform more complex evaluation which integrate multiple components of balance [9]. Even though these methods provide more detailed information about postural and balance assessment, they could be an exclusive option for a reduced group of clinical and research facilities.

Strategies incorporating the use of new and more accessible technologies for diagnose, monitoring and therapy of motor disabilities represent a new alternative for rehabilitation in different scenarios. Recent developments in this area make use of low-cost vision systems along with conventional PCs. Different applications oriented to balance assessment and rehabilitation as well as other motor disorders have been proposed [10]-[12]. In this paper a strategy for balance evaluation based on CoM estimations using the Microsoft Kinect sensor is presented. A set of specific postures extracted from the BBS are used in order to detect the CoM variations in different positions that challenge the body balance static and dynamically. Then, a dispersion analysis is performed to quantify the balance effort during the BBS postures as well as the performance of one subject executing a non-commercial balance game.

Materials and Methods

CoM Estimation using the segmental method – In this work a segmental analysis is performed for calculating the CoM from the 3D joints positions detected by the Kinect sensor. This method is based on the computation of the CoM for rigid bodies, which is calculated as follows:

$$CoM = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^n m_i CoM_i \quad (1)$$

where CoM_i corresponds to the CoM locations of all the human body segments, m_i are its masses and M represents the whole body mass. From the anthropometric tables [4], the relative positions of the CoM for each segment are given as a percentage of its length from either the distal or the proximal end. Then, the 3D joints positions detected by the Kinect will be used to calculate each segment's length and, with their masses information also provided by the tables, the whole body CoM can be finally estimated.

Berg Balance Scale (BBS) – The BBS is balance assessment protocol oriented to evaluate the elderly, though it can also be applied on patients with balance deficits referred for rehabilitation, regardless of age [6]. It measures the functional balance based on 14 items. Each item can be scored from 0 to 4, and the maximum total score which can be obtained is 56. The interpretation is based on the sum of the scores reached in each item: scores between 41-56 means a low fall risk; 21-40 means a medium fall risk and 0-20 the fall risk is high. The list of the reference postures used in this work will be presented in the next section.

Moving Standard Deviation of the CoM points – Based on the idea of the moving average calculation, a *Moving Standard Deviation (MSD)* measurement was implemented in this work. The basic idea is to analyze different subsets of CoM projected points of a full data set by calculating their corresponding standard deviations. These data subsets are formed by using a fixed-size sliding window. The MSD formulation can be expressed by the following formula:

$$MSD = \left(\frac{1}{w-1} \sum_{i=1}^w (CoM_i - \overline{CoM})^2 \right)^{\frac{1}{2}} \quad (2)$$

where w is the window size. For this work this parameter was set to 30, which corresponds to an interval of approximately one second. Using this approach, different scenarios that happen during a BBS posture or during an entire balance exercise can be tracked.

Kinect – Microsoft Kinect Sensor contains both a RGB camera and an infrared camera, from which is formed a depth image. Drivers for different operating systems have been developed for its use in many applications. It is mainly used for motion tracking, facial and voice recognition. In this work, the Kinect is considered as the main sensor for the data acquisition. It tracks the

human body motion by identifying the 3D positions of the joints in a simplified version of the body.

Acquisition Software – The use of Kinect data requires a set of tools that can generate the skeleton estimation of a person based on images and depth data. From this skeleton estimation, body segments lengths and positions can be recorded for further or online use. The combination of NITE and OpenNI frameworks carry out the skeleton estimation. These tools are used in FAAST [13], a middleware which maps body movements to keyboard and mouse input commands of the operational system. This feature is very useful to enable common PC games to be controlled with body motions as inputs. These motions can be customized for every user.

FAAST also outputs the joints positions as a VRPN (Virtual Reality Peripheral Network) server. An easy way to create the VRPN client is to use the Vizard software developed WorldViz [14]. This tool is an IDE oriented to virtual reality simulation. With FAAST and Vizard, the Kinect data can be recorded and the CoM estimation can be performed and plotted online. In this work, the data were acquired at the Kinect native sampling frequency, which is approximately 30 Hz.

Balance Game – The last part of the system consists on customizing a non-commercial keyboard game, the Tux Racer [15], to be used with body motion commands. The game consists on a slider penguin whose speed and direction while sliding downhill are controlled by the player. Different levels can be set for increasing the difficulty of the game. For the purpose of the proposed work, the FAAST application was used to modify the Tux Racer in order to be controlled by body leans in the A/P and M/L directions. Figure 1 shows the complete system layout.

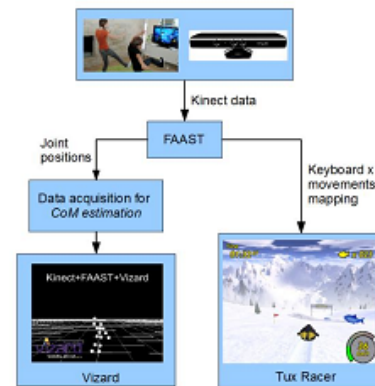


Figure 1: Acquisition system



Figure 2: A subject playing the Tux Racer game controlled by motion commands. At the same time, the skeleton along with the CoM estimation can be observed in the Vizard application.

Results

Experimental Setup – Following the structure mentioned in the previous section, motion data were obtained in two scenarios. First, an individual executed different BSB postures in front of the Kinect sensor. In the second scenario, the same person played the Tux Racer installed in a regular PC, where the Kinect was also connected. This volunteered subject doesn't have balance disorders that would influence his postural control. The experimental layout is illustrated in Figure 2.

BBS Postures – To test the complete system, any posture can be performed. Nevertheless, in order to validate the CoM estimation using the proposed method in a context of clinical balance assessment, some of the BBS postures have been chosen. The criterion of selection of these postures is based on the Kinect restrictions. As the sensor can be considered a single motion capture camera, some motions in lateral planes cannot be detected, which may cause some distortion of the tracked movements. Following this, the selected postures for this preliminary study are:

- Standing unsupported
- Standing with eyes closed
- Reaching forward with outstretched arms
- Turning to look behind
- Standing with one foot behind
- Standing on one foot

Those selected postures require more balance control in the M/L and A/P direction. For example, *reaching forward* and *standing with eyes closed* makes the balance in the A/P plane more difficult. Conversely, *standing with one foot behind* causes the same effect in the M/L plane.

Tux Racer Data – In order to visualize more sway in the planes of interest, five different levels were programmed for the game.

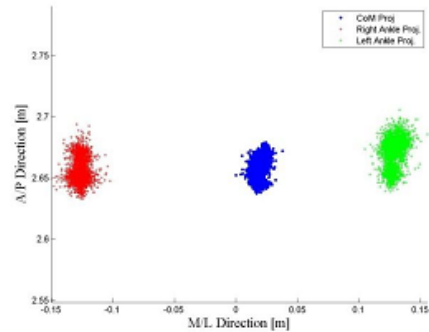


Figure 3: CoM projection for the *standing unsupported* posture.

The inclination thresholds (associated to each level) varied between 5 to 25 degrees. The thresholds related to the accelerating and braking functions (in the A/P direction) were made constant in ten degrees.

CoM projections on the horizontal plane – Figures 3 to 5 shows some results of the subject performing the selected BBS postures. The projection of the CoM in the horizontal plane is presented, along with the projection of the right and left ankle.

These graphs can provide some initial interpretation about the balance efforts for different postures. The *standing unsupported*, shown in figure 3, can be considered as a reference posture since it requires the least effort to be executed and therefore it produces less sway in the A/P and M/L directions.

On the other hand, the *standing with one foot behind* position (Figure 4) and the *reaching forward* position (Figure 5) demand more balance in the M/L and the A/P direction, respectively. This can be explained by the fact that the base of support for those postures shrank in the mentioned directions.

Although the referred plots may provide a good insight for understanding how balance can be affected by those postures, it is still a qualitative measurement, which makes difficult to evaluate how hard was for the subject to maintain his/her balance in a specific posture. This fact led us to propose the MSD as a quantitative measurement of the CoM variations.

The MSD Analysis – To validate the proposed method, a comparison between the BSB postures illustrated in figures 3 to 5 is presented in figure 6. As it was mentioned before, the *standing on one foot* and the *reach forward* postures demand more balance efforts, which reflect larger MSD values compared to the reference posture in both directions. It also can be seen that these values are not constant during the execution of the posture, which justify the use of the moving deviation approach.

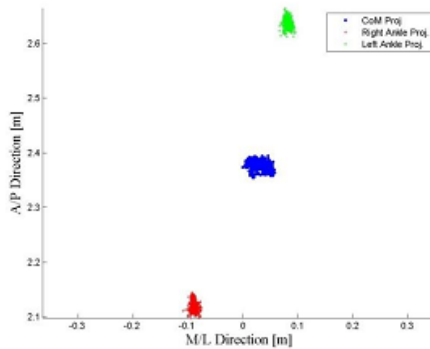


Figure 4: CoM projection for the *standing with one foot behind* posture.

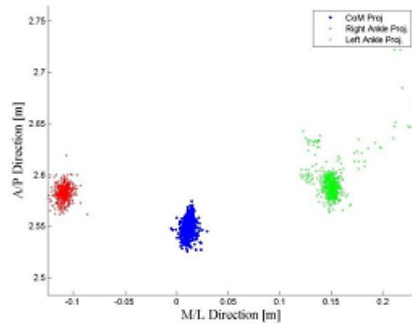


Figure 5: CoM projection for the *reaching forward* posture.

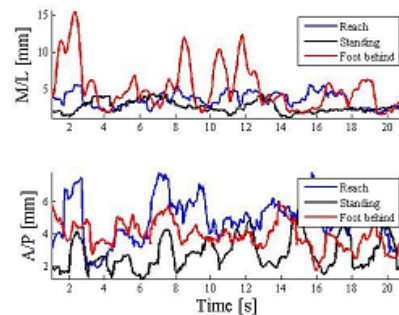


Figure 6: MSD values in the M/L and the A/P directions of the three postures illustrated in figures 3-5.

Mean and deviation of the MSD values – To compare the different levels of balance efforts among the six chosen postures from the BBS, a bar chart is presented with the mean values of the MSD for the M/L and the A/P directions, as well as their corresponding deviations. This result is shown in figure 7. Here, we can easily compare in each direction how the CoM estimates have changed in magnitude (MSD mean) and how frequently (MSD deviation) that happened.

It can be observed that static postures (the first three groups) presented similar results in mean and deviation for both directions. It is also evident that the *turning to look behind* posture presents the biggest MSD values, which can be explained by the rotation movements done during this routine.

Dynamic Scenarios – For a more dynamic posture which includes different events, the MSD values also reflect those transitions. Figure 8 shows the *turning to look behind* posture, where the transitions between each rotation performed by the subject are detected in the A/P direction.

This approach allows us to expand to other dynamic activities that challenge even more the balance control. Figure 9 presents the mean and deviations values of the MSD calculations for the Tux Racer data for five different difficulty levels, associated to the inclination thresholds mentioned before.

The plot shows that, as the thresholds increased, the MSD mean and deviation values also presented the same tendency for four of the five thresholds (5,10,15 and 20 degrees). This is an expected result, because as the game gets more difficult to controlled, more lateral inclination have to done by the player, which it also explains the lager values in the M/L direction.

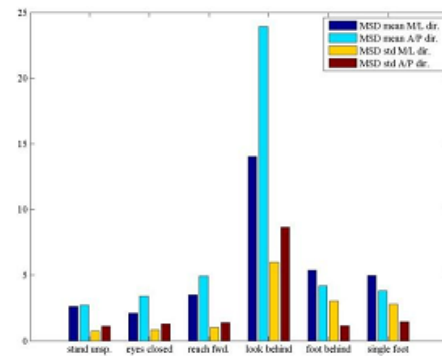


Figure 7: MSD mean and deviation values in the M/L and A/P direction for all the six BSB postures.

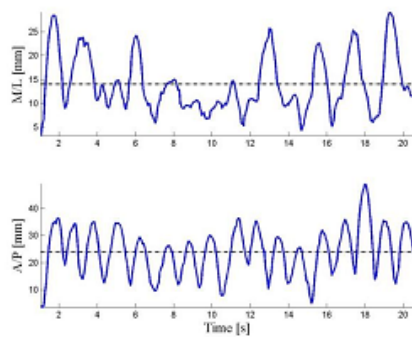


Figure 8: MSD values in the M/L and the A/P directions for the turning to look behind posture.

Discussion

As previously mentioned, the MSD measure can provide information that is proportional to the expected levels of difficulty for maintaining body balance for a certain posture. Also, it is possible to relate its mean and deviation values with the changes of movements and their frequency. However, no information about the Kinect's uncertainty have been taking into account in order to calculate the error of the CoM estimates and the resulting propagated error to the MSD calculations. The use of a more precise motion capture system would be helpful for this error estimation, along with the implementation of stochastic filtering techniques, such as the Kalman filter. Future works will consider these issues in order to improve the system performance.

Conclusions

This paper presents an approach for balance assessment based on the CoM calculation and a dispersion analysis of data collected using the Kinect sensor. The MSD parameter is presented as measure of balance efforts during static and dynamic scenarios. The initial results of the proposed system showed that the estimation of the CoM using a low cost sensor along with simple software tools, and the posterior calculation of the MSD as measure for balance effort, could represent a feasible strategy to evaluate human balance.

References

- [1] Sharma R., Romi S. N., Srivastava R. K., (2001), "An objective approach for assessment of balance disorders and role of visual biofeedback training in the treatment of balance disorders : A preliminary study," *Indian Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, p 25-30.
- [2] Winter D. A. (1995), "Human balance and posture control during standing and walking," *Gait & Posture*, vol. 3, p. 193-214, December.

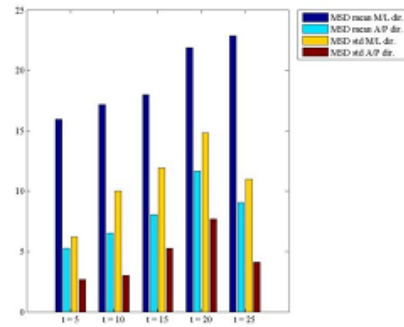


Figure 9: MSD mean and deviation values for the TuxRacer game played at five different levels.

- [3] Mergner T., Maurer H. F. C., Ament C. (2006), "Human equilibrium control principles implemented into a biped humanoid robot," In: *Proceedings of 16th CISM-IFTOMM Symposium*.
- [4] Winter D. A. (2009), *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. John Wiley & Sons.
- [5] Miff S. C., Childress D. S., Gard, S. A. (2001), "Vertical excursion of the trunk during gait is determined by step length" , In: *6th annual meeting of the Gait and Clinical Movement Analysis Society (GCMAS)*, Sacramento, CA, 25-28 April.
- [6] Cavagna, G. A. (1975). "Force platforms as ergometers". *Journal of Applied Physiology*, 39, 174-179.
- [7] Cotton S., Vanoncini M., Fraisse P., Ramdani N. (2011), "Estimation of the centre of mass from motion capture and force plate recordings: a study of the elderly," *Applied Bionics and Biomechanics*, vol. 8, p. 1-22, december.
- [8] Berg K, Wood-Dauphinée S, Williams JI & Gayton D (1989). Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. *Physiotherapy Canada*, 41: 304-311.
- [9] Chaudhry H, Finley T, Quigley K. S., Bukiet B., Zhiming J., Sims T, Maney M. (2004), "Measures of postural stability," *Journal of Rehabilitation Research & Development*, v. 41, n. 5, p. 713-720.
- [10] Lange B., Chang C.Y., Suma E., Newman B., Skip R. A., Bolas M. (2011), "Development and Evaluation of Low Cost Game-Based Balance", In: *33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Boston, p. 1831-1834, 3 Sept.
- [11] Chang Y. J., Chen S. F., Huang J. D. (2011), "A Kinect-based system for physical rehabilitation: A pilot study for young adults with motor disabilities," *Research in Developmental Disabilities*, v. 32, p. 2566-2570.
- [12] Bo P. L. A., Hayashibe M., Poignet P., (2011), "Joint Angle Estimation in Rehabilitation with Inertial Sensors and its Integration with Kinect", In: *33rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society EMBC*, p. 3479-3483.
- [13] FFAST Projct. <http://projects.ict.usc.edu/mxr/faast/>
- [14] WorldViz. <http://www.worldviz.com/index.html>
- [15] TuxRacer. <http://tuxracer.sourceforge.net/>

AVALIAÇÃO DA ATIVIDADE MUSCULAR DE AMPUTADOS POR MEIO DA EMGs NO CONTROLE DE PRÓTESES MIOELÉTRICAS

C.G. Alves¹, V. R. F. S. Marães², D.C. Rispoli¹

¹ Programa de Pós Graduação em Engenharia Biomédica/ Universidade de Brasília, Brasília, Brasil

² Curso de Fisioterapia da Faculdade de Ceilândia/ Universidade de Brasília, Brasília, Brasil

girardialves@gmail.com

Abstract: This study aims to develop an experimental protocol in order to assess the feasibility of different healthy and injured muscles. The main purpose is to set the real contribution of the sEMG on the control of myoelectric prosthesis. Nine male volunteers, who are unilateral transfemoral amputees and physically active, will be compared to a control group composed of normal individuals. The data collection will be done by a 16 channel electromyograph and the lower limb muscles will be assessed in accordance to the general consensus of the placing of electrodes established by the European project SENIAM. The experimental procedure will be divided in three steps: First, the data collection is going to be made on resting with the volunteer sitting on a comfortable chair, in the second one the volunteer will be positioned on an isokinetic chair, which controls the limb movements during a 10 seconds isometric contraction. The third step the data collection will be done during the gait, in a six square meters room, previously demarcated. The volunteer will be instructed to walk upon three force platforms located on the way; the knee and ankle amplitudes as well the muscular strength will be evaluated by motion capture system which is synchronized to the sEMG data collection. The data analysis will be done according to the muscular activity and fatigue of each muscular group studied, using the coefficients calculations of an auto regressive and an auto regressive with mobile average models of the sEMG signal.

Palavras-chave: Amputados, controle, prótese, eletromiografia de superfície (EMGs).

Introdução

A eletromiografia de superfície (EMGs) é amplamente utilizada em reabilitação e nas diversas áreas da saúde, como a medicina, a biomedicina e a fisioterapia. Pode ser utilizada em integração com outras áreas de conhecimento como as engenharias, especialmente a robótica. Desta forma, consegue apoiar a confecção de aparatos funcionais para a reabilitação de indivíduos amputados. A EMGs é um método não invasivo de estudo da atividade muscular, onde se

utilizam eletrodos posicionados sobre a pele, em pontos específicos da musculatura.

Investigações utilizando diferentes técnicas estatísticas vêm sendo realizadas para avaliar a variabilidade da EMGs durante a locomoção [1, 2]. Em amputados transfemorais é possível utilizar os sinais da EMGs como sensores naturais para orientar uma articulação de joelho controlada por microprocessador. Existem algumas técnicas desenvolvidas para definir padrões de sinais eletromiográficos já existentes como o Branqueamento, a Transformada de Fourier em curto tempo (STFT), Transformadas Wavelets, Redes Neurais Artificiais e a Lógica Fuzzy [2]. Um estudo [2] compara o uso do algoritmo de cálculo dos coeficientes de um modelo auto regressivo (AR) com um auto regressivo com média móvel (ARMA) do sinal de EMGs para inferir a amplitude dos potenciais de ação do músculo. Não importa a quantidade de neurônios na camada oculta da rede neural e que independente do modelo adotado não há interferência na qualidade da estimação dos sinais, mas para o modelo ARMA quanto maior o número de neurônios, melhor a estimação, tendo como aspecto negativo uma sobrecarga no processamento computacional, deixando-o lento. Uma investigação da função muscular no membro amputado (coto residual) [3] buscou esclarecer duas questões: como a função nos músculos seccionados é afetada em termos de magnitude e a outra qual era a variabilidade da contração e se haviam mudanças nas unidades motoras destes músculos. Este trabalho definiu que o principal músculo seccionado, o adutor magno (AM), apresentava uma redução na habilidade de gerar força; mas para controlar um mioprocessador a musculatura intacta do glúteo máximo (GMX) e do músculo seccionado reto femoral (RF) apresentava amplitude maior na EMGs durante a contração isométrica. Portanto estes músculos fornecem informações sensoriais mais relevantes do que o músculo AM. Entretanto, a pouca habilidade que os indivíduos amputados apresentaram em manter uma contração isométrica consistente, pode ser uma limitação.

Recentemente, foi relatado que a EMGs pode representar a intenção de movimento do indivíduo, fato que a tornaria uma boa ferramenta para o controle de uma prótese. Foi demonstrado um novo algoritmo para estimar o ângulo da articulação a partir de sinais da

EMGs [4]. As estratégias musculares moduladas em amputados de membro inferior para minimizar o risco de quedas foram estudadas [5] e observou-se que há maior atividade muscular no GMX no reestabelecimento do equilíbrio em uma situação de perturbação do mesmo. Os sinais eletromiográficos coletados podem ser quantificados utilizando-se o *Instantaneous Muscle Power* (IMP).

Considerando as pesquisas que relacionam amputados e a ativação muscular durante a marcha, o presente estudo visa elaborar um protocolo experimental para avaliação da EMGs de músculos residuais e saudáveis, afim de que os futuros resultados possam determinar a contribuição concreta da EMGs no controle de uma prótese ativa e funcional.

Materiais e Métodos

Amostragem - A seleção da amostragem será intencional, representada por nove voluntários amputados do sexo masculino e fisicamente ativos. Utilizar-se-á os seguintes critérios de inclusão dos voluntários na pesquisa: a amputação deve ser unilateral e transfemoral (TF); esta não deve ter sido ocasionada por patologias vasculares; e os sujeitos devem ser considerados adaptados ao uso de uma prótese passiva. O estudo ainda selecionará nove voluntários saudáveis pareados aos amputados.

O estudo a ser realizado foi aprovado pelo Comitê de Ética da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília (11911/12). Todos os participantes assinarão o termo de consentimento livre e esclarecido.

Protocolo Experimental - Os testes serão realizados no Laboratório de Análise do Movimento da Faculdade de Ceilândia da Universidade de Brasília, em ambiente tranquilo e com controle da temperatura (24°C). Para captura do sinal do EMGs será utilizado um eletromiógrafo de 16 canais. Serão selecionados para o referido estudo, os músculos do quadril, coxa e da parte inferior do tronco, que são grupos musculares essenciais nas estratégias de equilíbrio durante a marcha do amputado e possuem boa replicabilidade na EMGs, tornando-os sensores naturais úteis para o controle mioelétrico de próteses [1] e [5].

Para otimizar a captura dos sinais da EMGs será utilizado o consenso geral europeu SENIAM [6] de colocação de eletrodos na superfície da pele, a fim de captar os sinais biológicos musculares com maiores amplitudes e menores artefatos, interferências e ruídos externos. Os músculos estudados no membro não amputado serão: glúteo máximo (GMX), glúteo médio (GM), reto femoral (RF), adutor magno (AM), reto abdominal (RA), oblíquo abdominal (OA), paravertebrais (PV), vasto lateral (VL), biceps femoral (BF) e semitendinoso (ST). Para o membro amputado serão estudados: glúteo máximo (GMX), glúteo médio (GM), reto femoral (RF), adutor magno (AM), reto abdominal (RA), oblíquo abdominal (OA), nos paravertebrais o músculo iliocostal (IC) e o longíssimo

(LG), conforme demonstrado na Tabela 1. Para os voluntários saudáveis serão utilizadas as mesmas referências e grupos musculares descritos acima para o membro não amputado.

As coletas serão divididas em 3 etapas, a saber: Etapa 1: coleta da EMGs com o voluntário na condição de repouso muscular por 10 minutos, sentado em uma cadeira confortável. Esta etapa tem como objetivo verificar a atividade da EMGs basal dos músculos na posição sentada.

Etapa 2: O voluntário será posicionado na cadeira do isocinético que controlará os possíveis deslocamentos dos segmentos durante a contração isométrica de 10 segundos. Esta etapa pretende verificar a atividade da EMGs dos músculos durante uma contração máxima.

Etapa 3: Nesta fase será realizada uma coleta da marcha do voluntário em velocidade de conforto, em um espaço de aproximadamente seis metros e um percurso previamente demarcado. O voluntário será orientado a deambular sobre as três plataformas de força posicionadas no solo; e as amplitudes dos ângulos do joelho e a força muscular serão avaliados por meio de um sistema de captura de movimentos sincronizado à coleta EMGs.

Os dados de cada etapa serão analisados de acordo com a atividade e fadiga muscular de cada grupo muscular estudado, utilizando o cálculo dos coeficientes de um modelo auto regressivo (AR) e auto regressivo com média móvel (ARMA) do sinal da EMGs.

Discussão

A grande maioria das próteses disponíveis para amputados do membro inferior são dispositivos passivos. Mesmo em modelos que tenham considerado durante o seu projeto aspectos de usabilidade e funcionalidade, invariavelmente encontram-se limitações quanto ao tipo de atividade que o usuário poderá realizar. As próteses que se destinam à prática de corrida já expandem essa capacidade. No entanto, ainda existe uma grande dificuldade na obtenção de uma prótese universal, ou que ao menos alcance desempenho satisfatório em diferentes situações, tais como a marcha em terreno acidentado ou para subir e descer escadas.

Espera-se que os sinais de alguns dos músculos estudados possam de uma forma simples otimizar o desempenho de uma prótese funcional.

Quando observamos o controle mioelétrico sob uma perspectiva diferente, as pesquisas [7,8] demonstram que o controle de próteses mioelétricas modulados a partir do sistema nervoso central, onde se concentram prioritariamente no estudo do córtex sensitivo-motor, por meio da ressonância magnética funcional (fRNM) para identificar quais regiões cerebrais são ativadas no momento em que o amputado de membro superior realiza o movimento do coto residual. Eles correlacionam essa atividade central à captura dos sinais da EMGs periféricamente no coto do amputado e encontraram relação na ativação dos hemisférios cerebrais no controle mioelétrico da prótese

e nas mãos biológicas. Um grupo de pesquisa [9], que estudou potenciais evocados motores (MEPs) com o uso de estimulação magnética transcraniana e captação por EMGs em músculos residuais, percebeu que os

resultados eram compatíveis com reorganização cortical ou medular das vias motoras atingindo a musculatura proximal ao coto após amputação.

Tabela 1 - Relação músculo e posição anatômica da coleta

Músculo	Posição Anatômica	Contração
GMX	50% na linha entre a vértebra sacral e o trocânter maior	Erguer a perna inteira contra resistência manual
GM	50% da crista ilíaca ao trocânter maior	Decúbito lateral abrir a perna contra resistência manual
RF	50% na linha da crista ilíaca superior até a parte superior da patela	Extensão do joelho contra resistência no sentido de flexão
AM	Não há consenso	Adução da coxa contra resistência
RA	Não há consenso	Flexão do tronco
OA	Não há consenso	Flexão do tronco com rotação lateral
VL	2/3 entre a crista ilíaca superior e a porção lateral da patela	Extensão do joelho contra resistência no sentido de flexão
BF	50% na linha entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo lateral da tíbia	Decúbito ventral pressionar a perna na direção da extensão do joelho
ST	50% da linha entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo medial da tíbia	Decúbito ventral pressionar a perna na direção da extensão do joelho
IC	A um dedo de largura medialmente da linha da crista ilíaca posterior superior ao ponto mais inferior da última costela	Erguer o tronco em posição pronada
LG	A dois dedos de largura lateralmente ao processo espinhoso de L1	Erguer o tronco em posição pronada

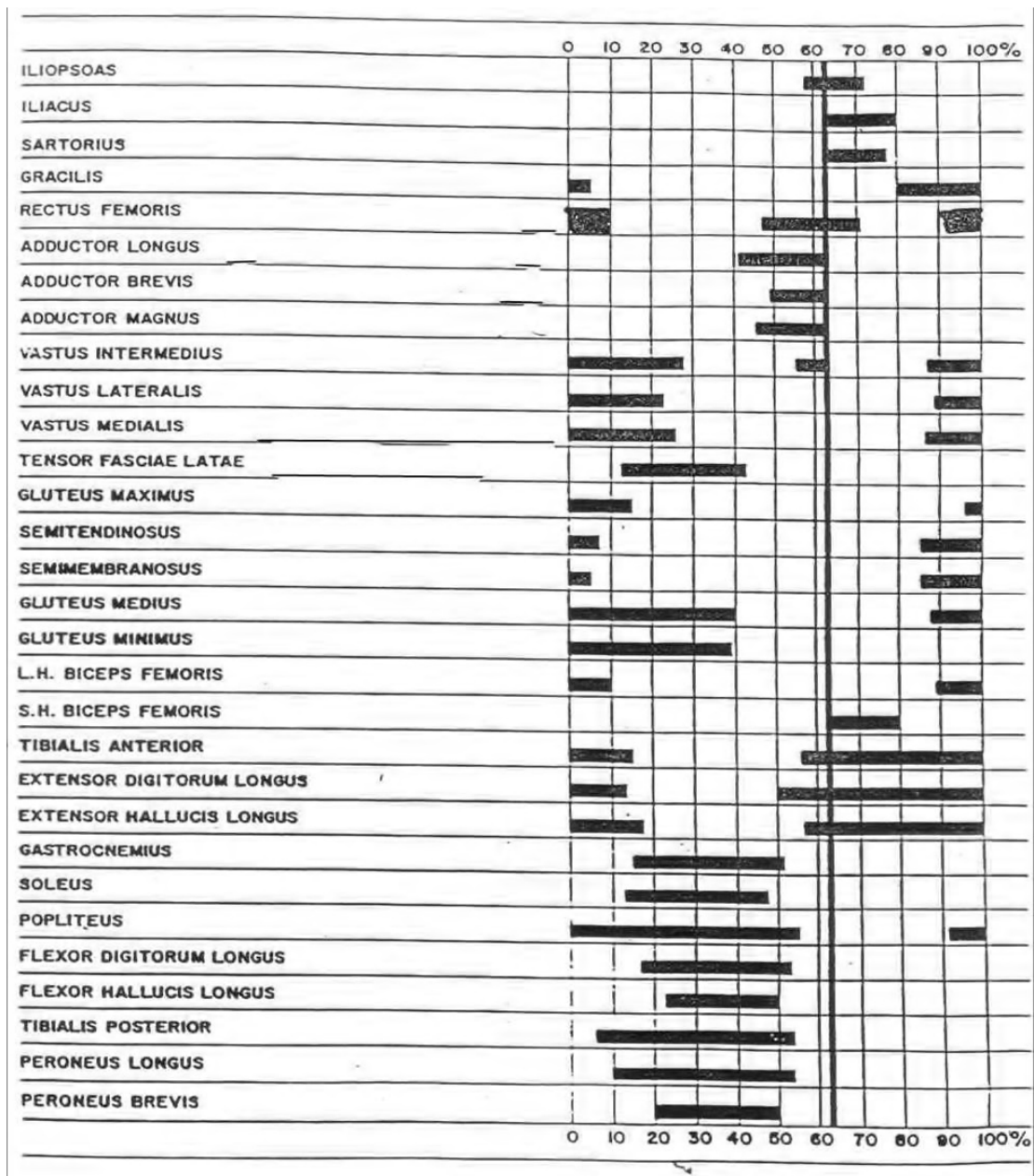
Conclusão

O projeto espera promover ações visando à simplificação e independência nas atividades da vida diária por parte de amputados transfemorais. Com a melhoria da mobilidade, deve-se contribuir para o aumento da acessibilidade aos serviços de transporte, às instalações prediais e às áreas de circulação, e assim promover maior inclusão educacional, produtiva e social. Espera-se ainda, desenvolver um alto potencial para contribuir no tratamento e na reabilitação de amputados de membro inferior, seja no Brasil ou internacionalmente.

Referências

- [1] Pantall, A. et al. (2006) "Variability of sEMG of five stump muscles during stance phase of gait in TF amputees with osseointegrated prostheses", In: *Gait & Posture* PP-038.
- [2] Ferreira, R. U. , Rocha, A.F. Cascão Júnior, C. A., Borges, G. A., Nascimento, F. A. O. N., Veneziano, W. H., (2005) "Reconhecimento de Padrões de Sinais de EMG para Controle de Prótese de Perna", In: *XI Congresso Brasileiro de Biomecânica, João Pessoa*, p. 1-5.
- [3] Pantall, A., Durham S., Ewins, D. (2011) "Surface electromyography activity of five residual limb muscles recorded during isometric contraction in transfemoral amputees with osseointegrated prostheses", In: *Clinical Biomechanics*, p.760-765.
- [4] Delis, Alberto L ; Carvalho, J. L. A., da Rocha, A. F. Ferreira, Renan U. ; Rodrigues, S. S, Borges, G. A. (2009) "Estimation of the knee joint angle from surface electromyographic signals for active control of leg prostheses", In: *Physiological Measurement* v. 30, p. 931-946.
- [5] Yang J., Jin D., Ji L., Wang R.; Zhang J.; Fang X.; Zhou D., Wu M., (2007) "The reaction strategy of lower extremity muscle when slips occur to individuals with trans-femoral amputation." In: *Journal of Electromyography and Kinesiology*.
- [6] Freriks, B., Hermens, H. J. (2000), "European recommendations for surface electromyography", In: *SENIAM project*. Disponível em <http://www.seniam.org/>. Acesso em 15 mai. 2012
- [7] Campos da Paz A., Jr, Braga L. W., Downs, J.H. 3rd., (2001) "A preliminary functional brain study on amputees", *Appl Neuropsychology*. 2000;7(3):121Y125. Erratum In: *Appl Neuropsychol*, 8 (2):124.
- [8] Campos da Paz A., Jr, Braga L.W., (2007) "Brain Activation in a myoelectric prosthetic hand.", *Journal of Pediatric Orthopedic*. v. 27, n. 8, dezembro.
- [9] Cohen, L.G., Bandinelli, S., Findley T. W., Hallett, M. (1991) "Motor reorganization after upper limb amputation in man: a study with focal magnetic stimulation" In: *Brain*.

ANEXO 3: PADRÕES DE ATIVAÇÃO MUSCULAR NA MARCHA NORMAL



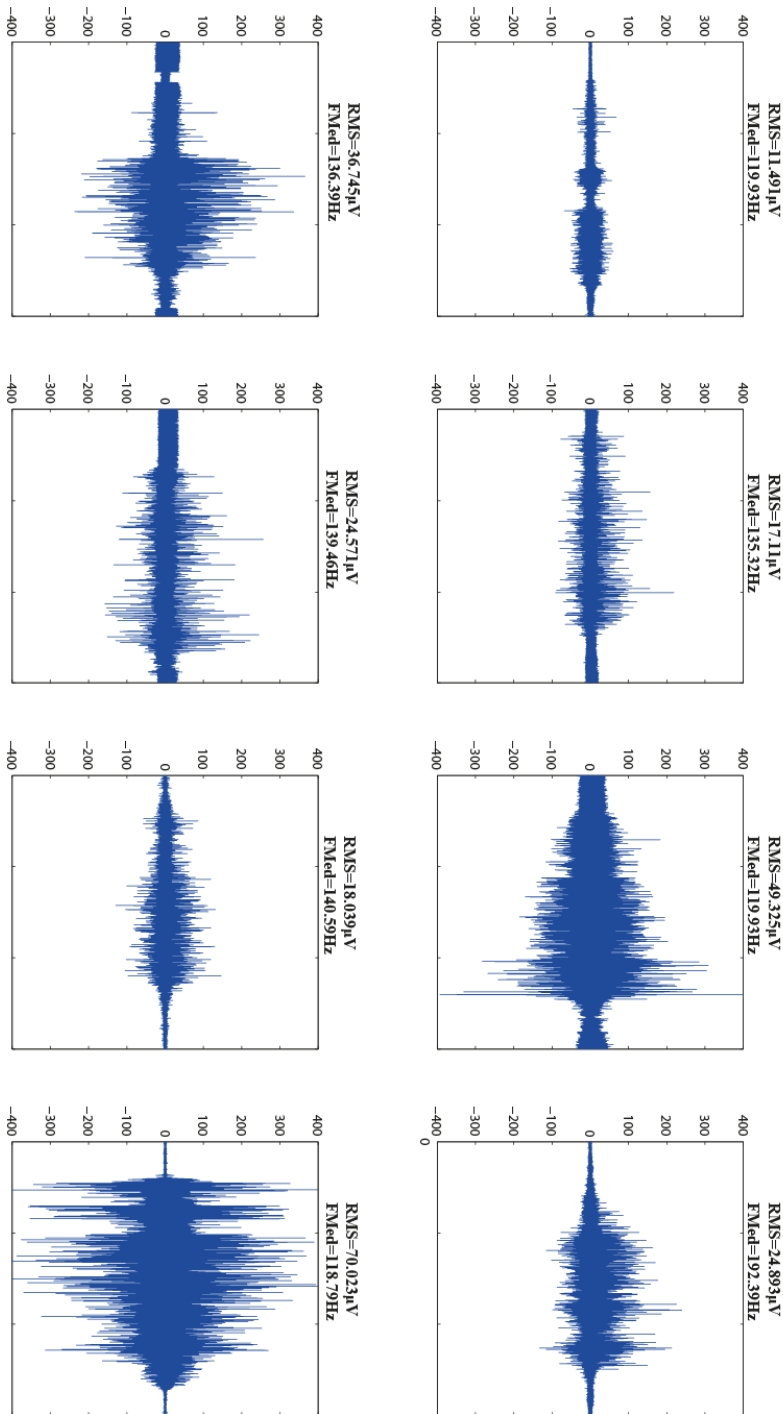
ANEXO 4: MODELO DA PRÓTESE E DO *SOCKET* UTILIZADO PELOS VOLUNTÁRIOS.



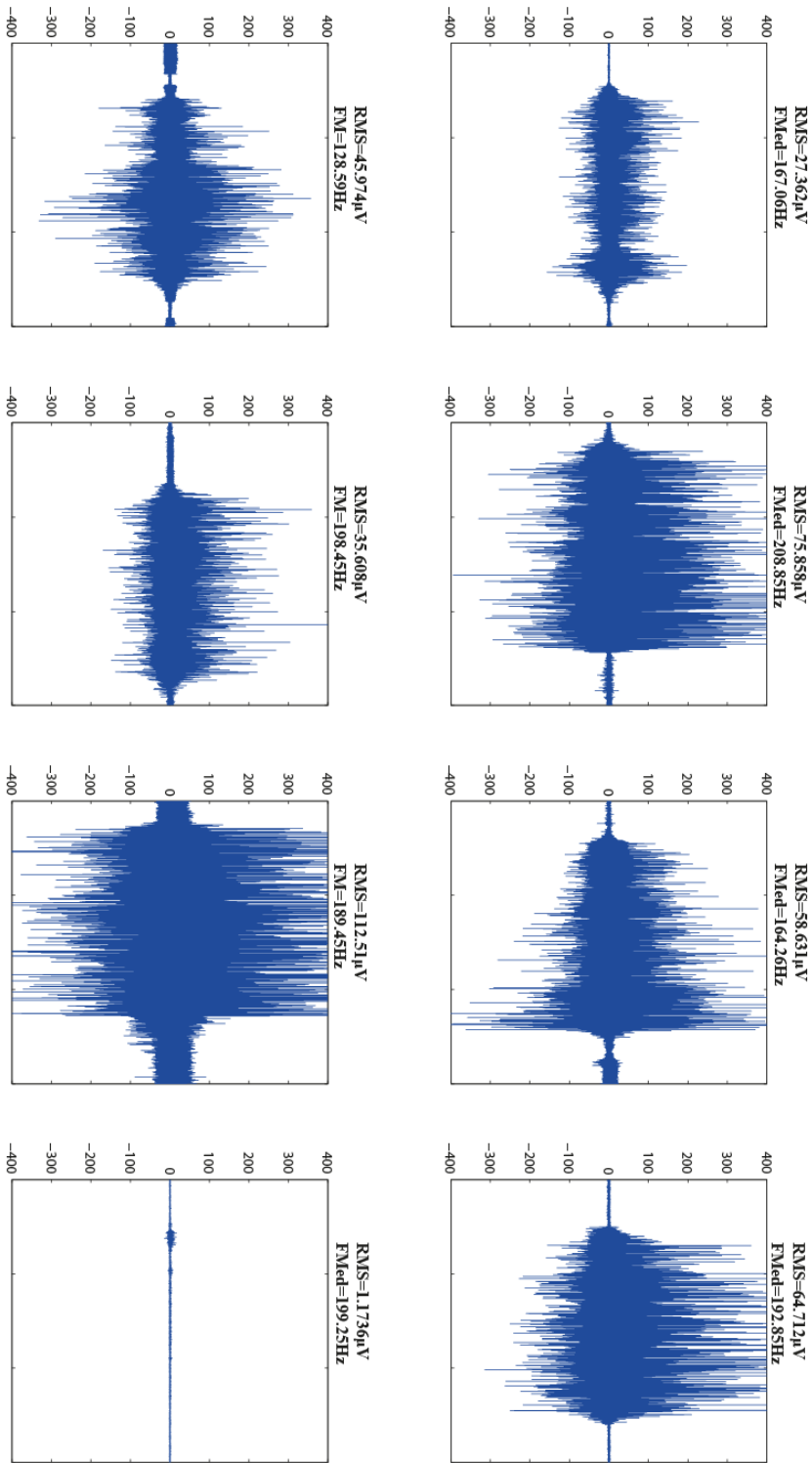
ANEXO 5: SINAIS E GRÁFICOS ESTATÍSTICOS DA EMGS ESTÁTICA

Membros normais dos Amputados em 30°

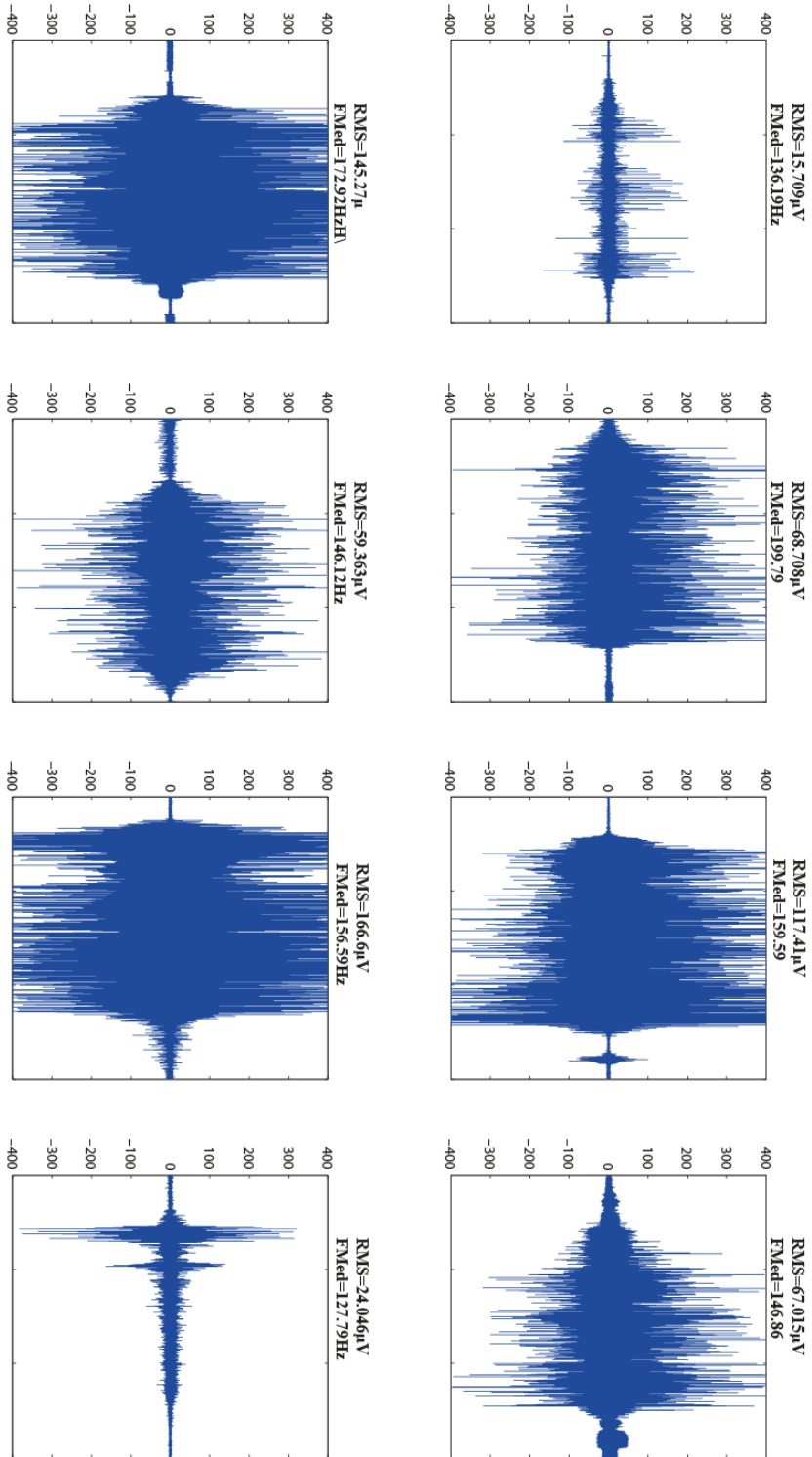
Indivíduos Amputados - RF - 30° Extensão



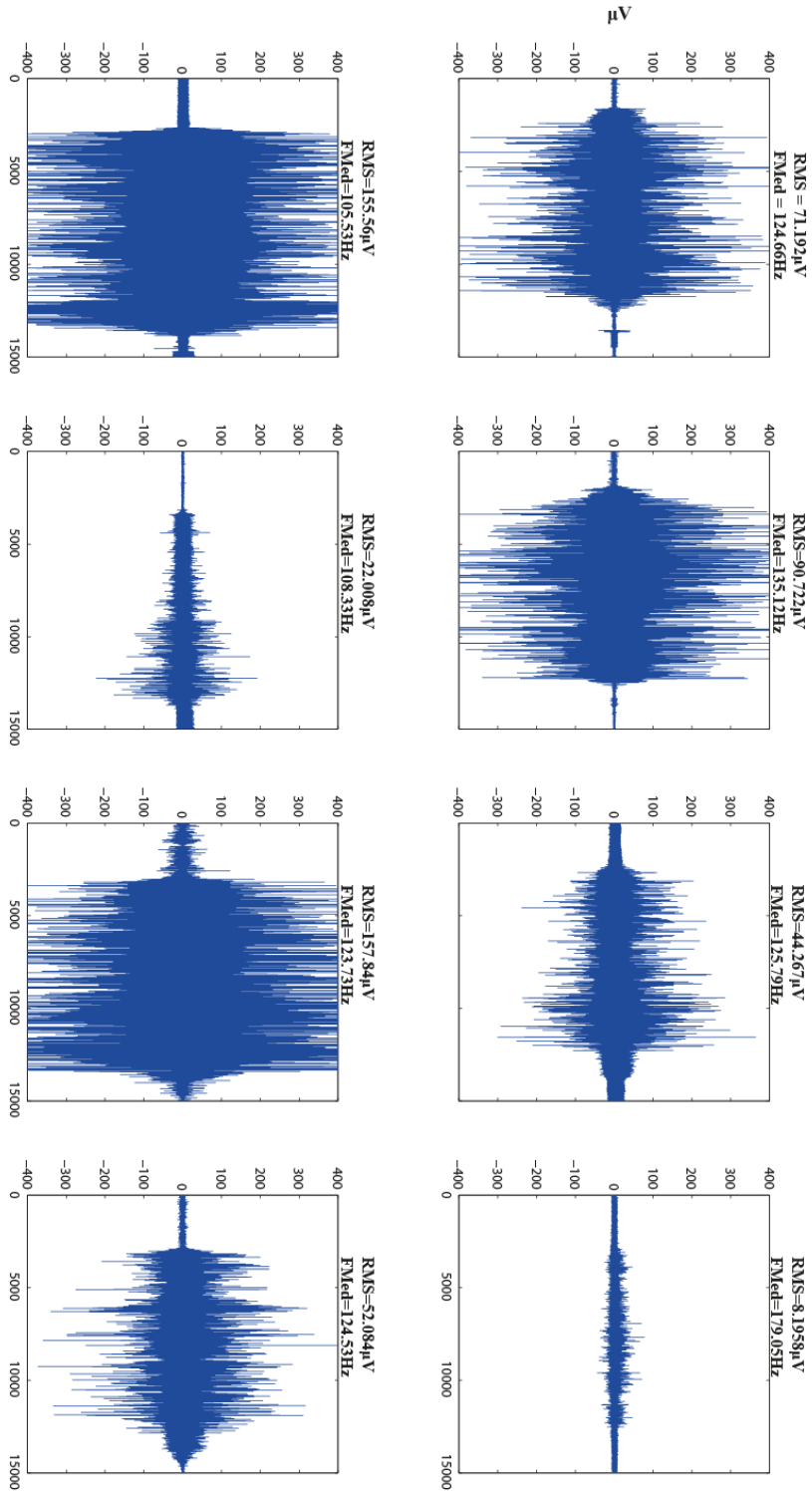
Indivíduos Amputados - ST - 30° Extensão



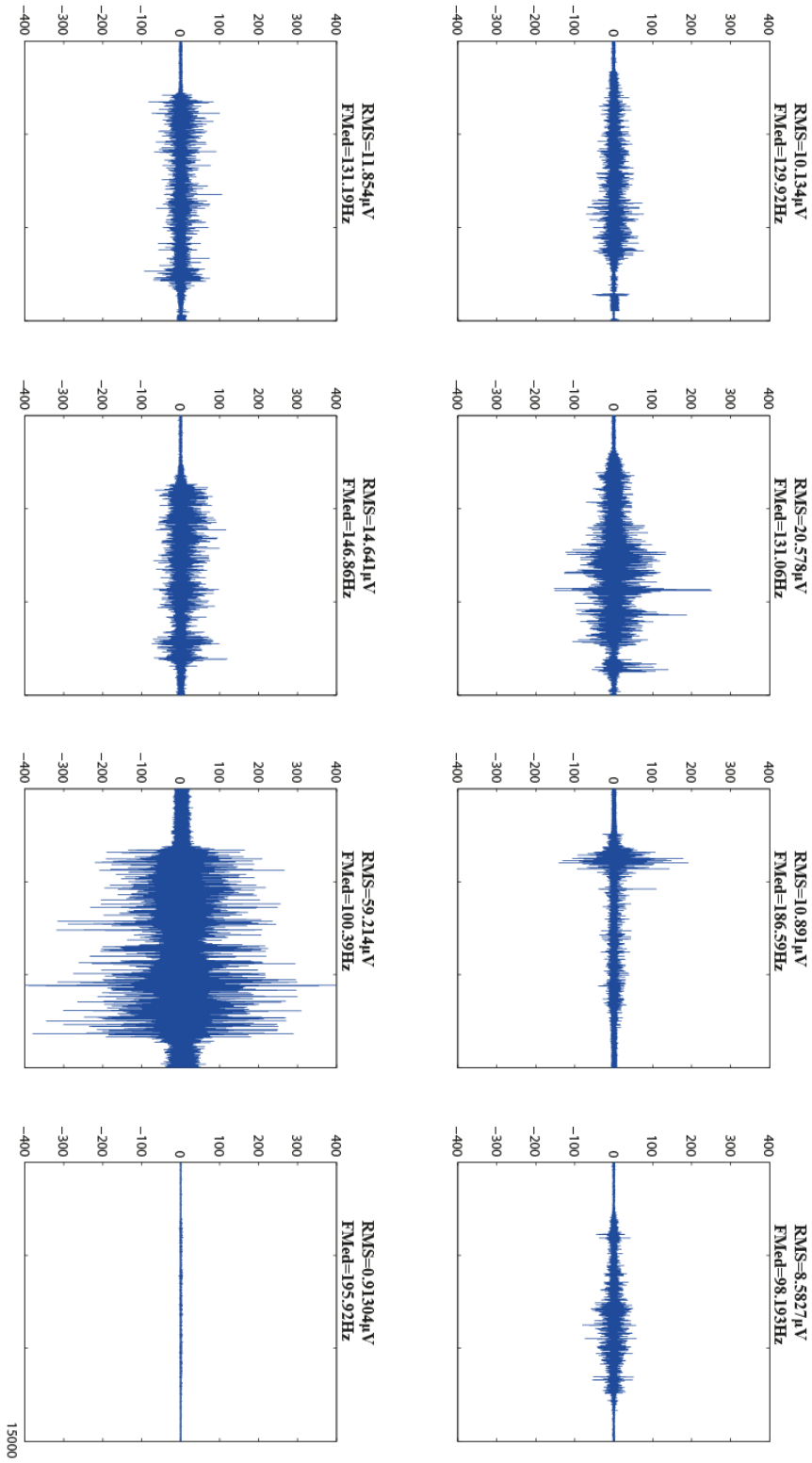
Indivíduos Amputados - BF - 30° Extensão



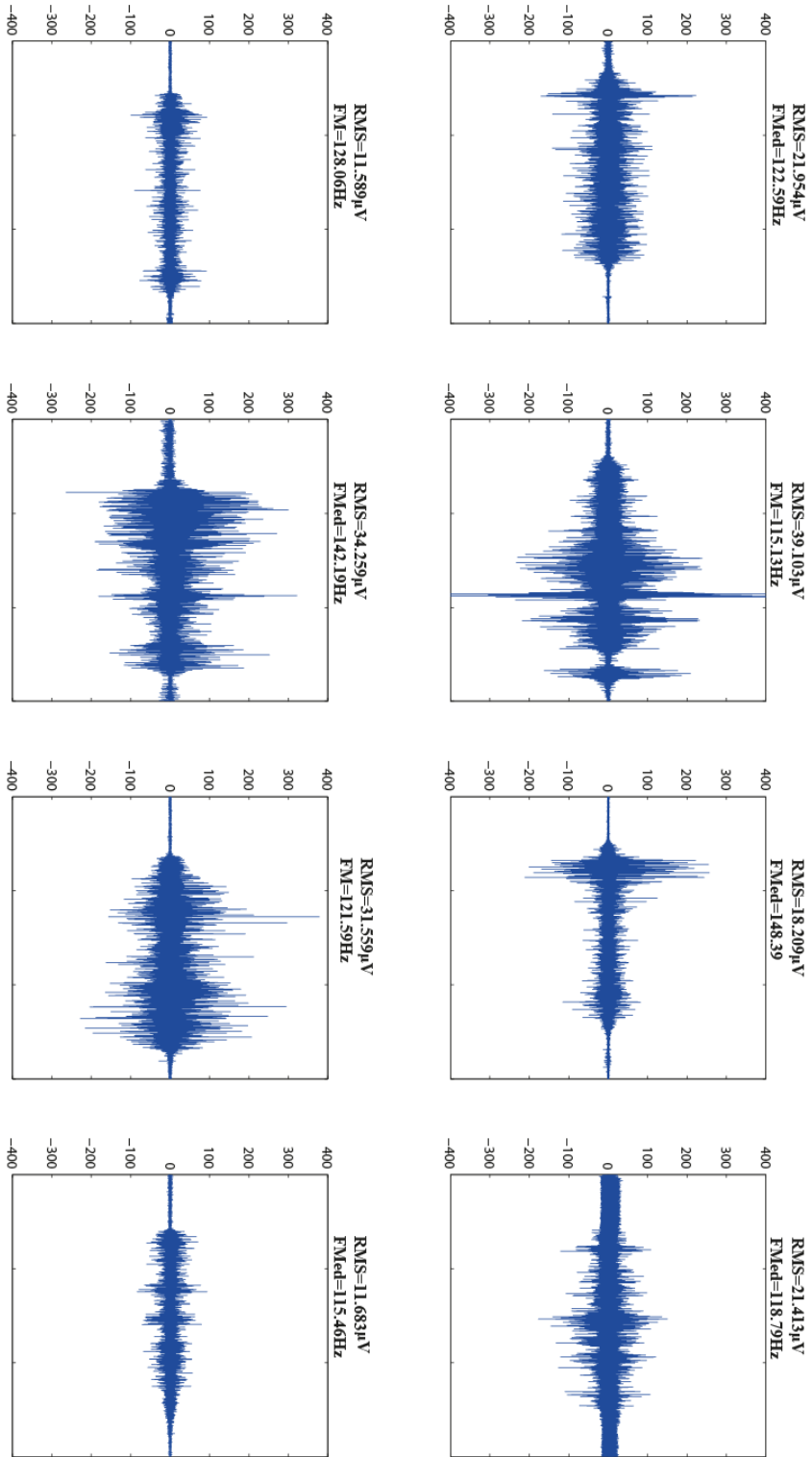
30° Flexão - RF - Amputados



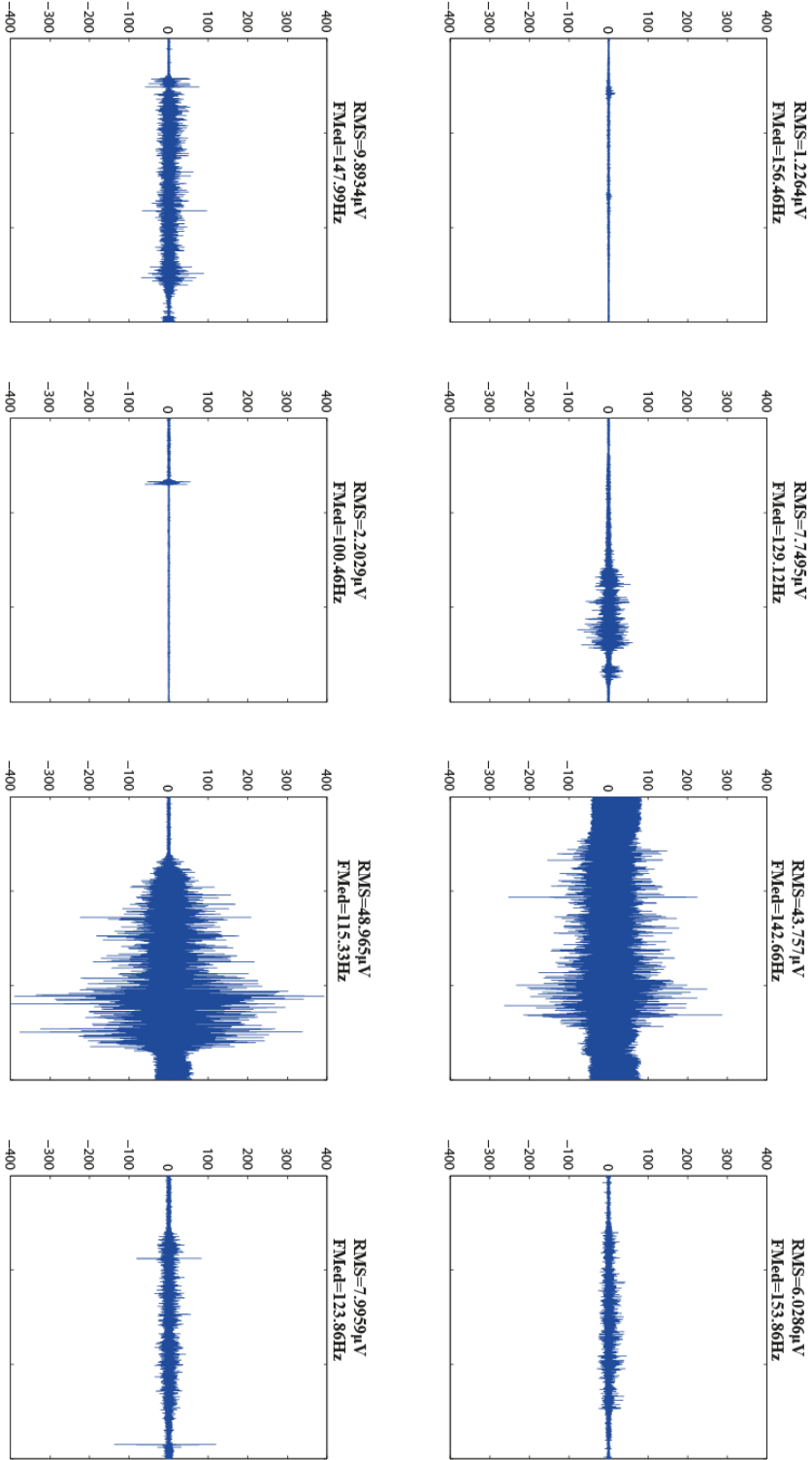
30° Flexão - ST - Amputados



30° Flexão - BF - Amputados

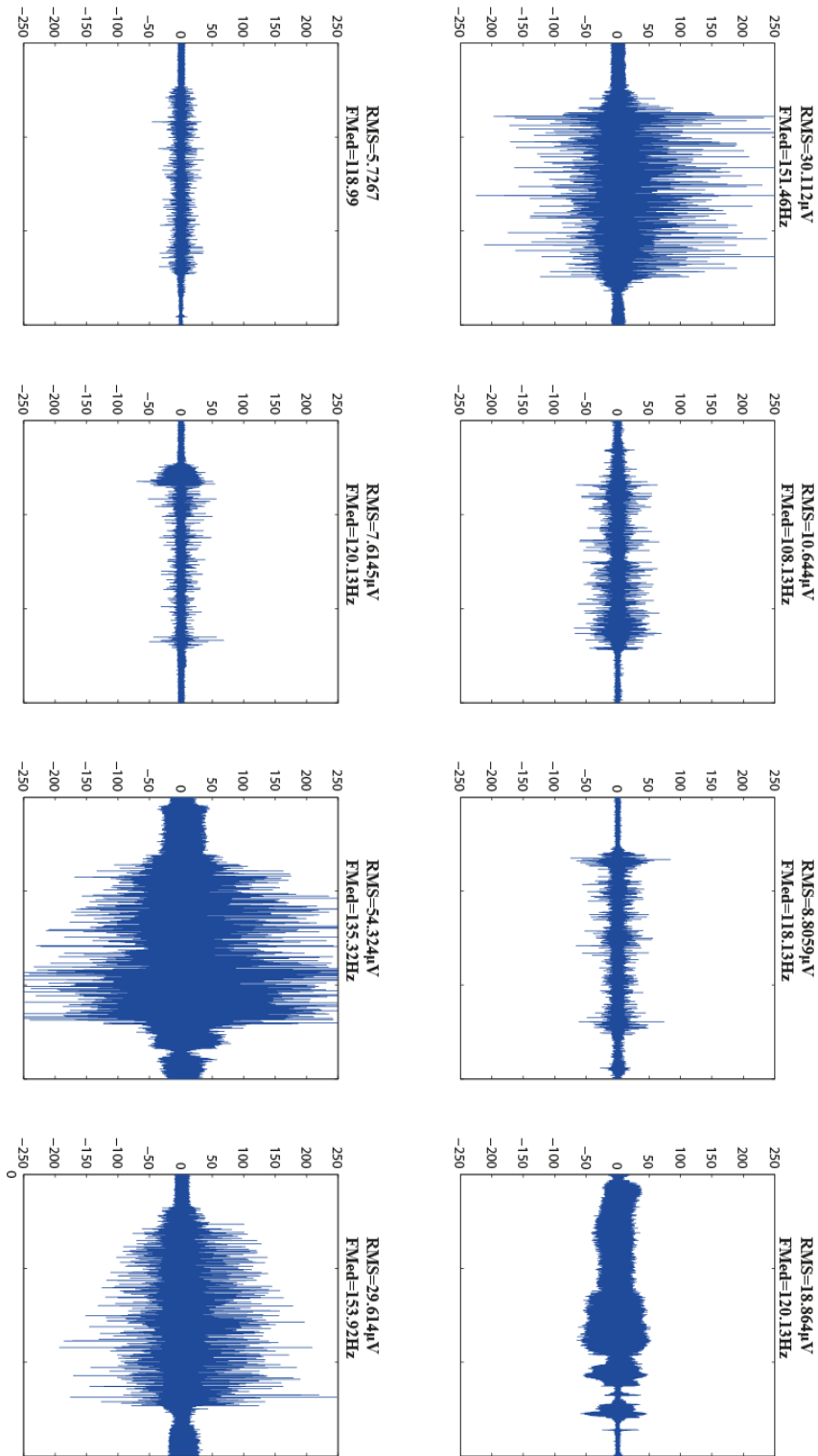


30° Flexão - PV- Amputados

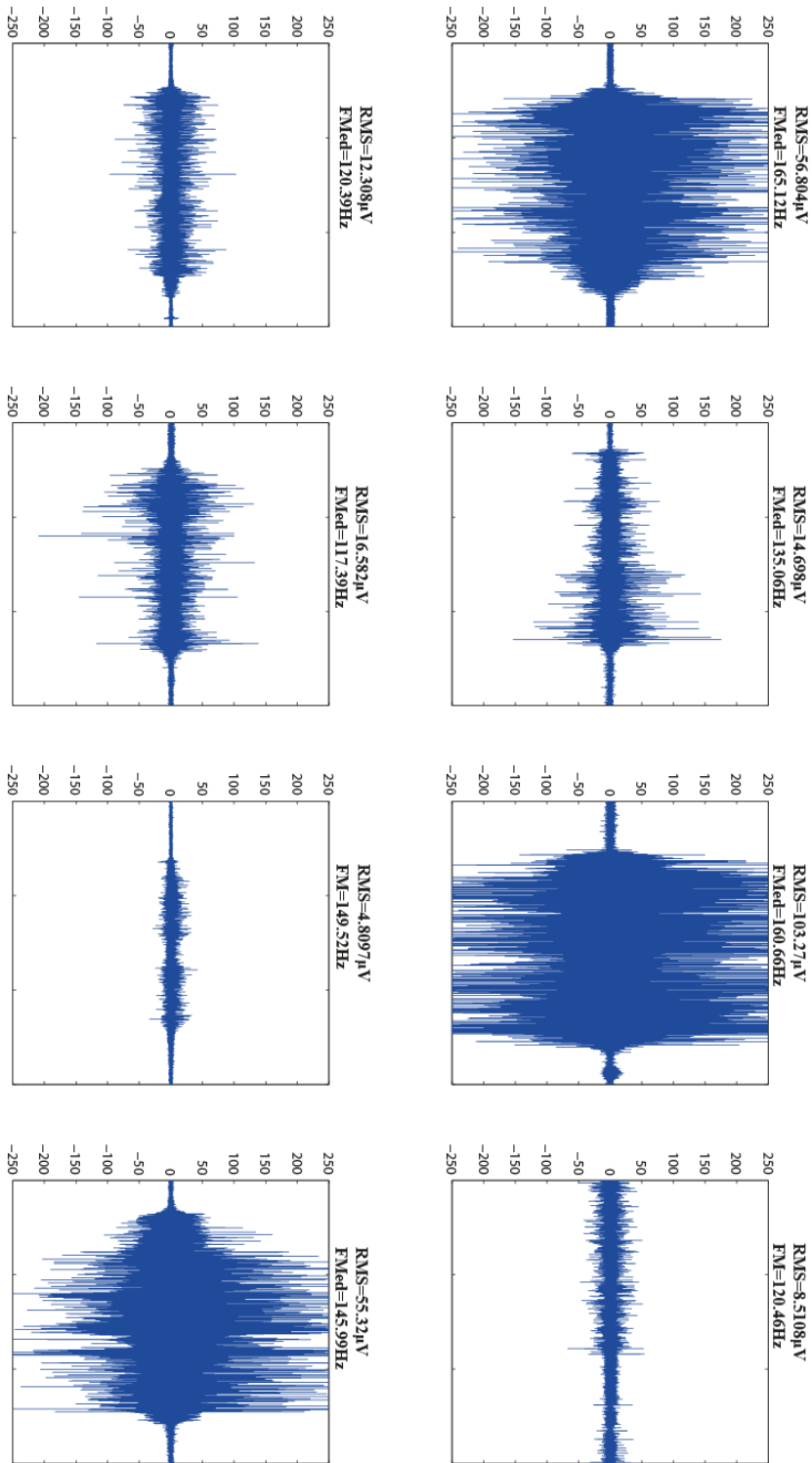


Coto Residual dos Amputados em 30°

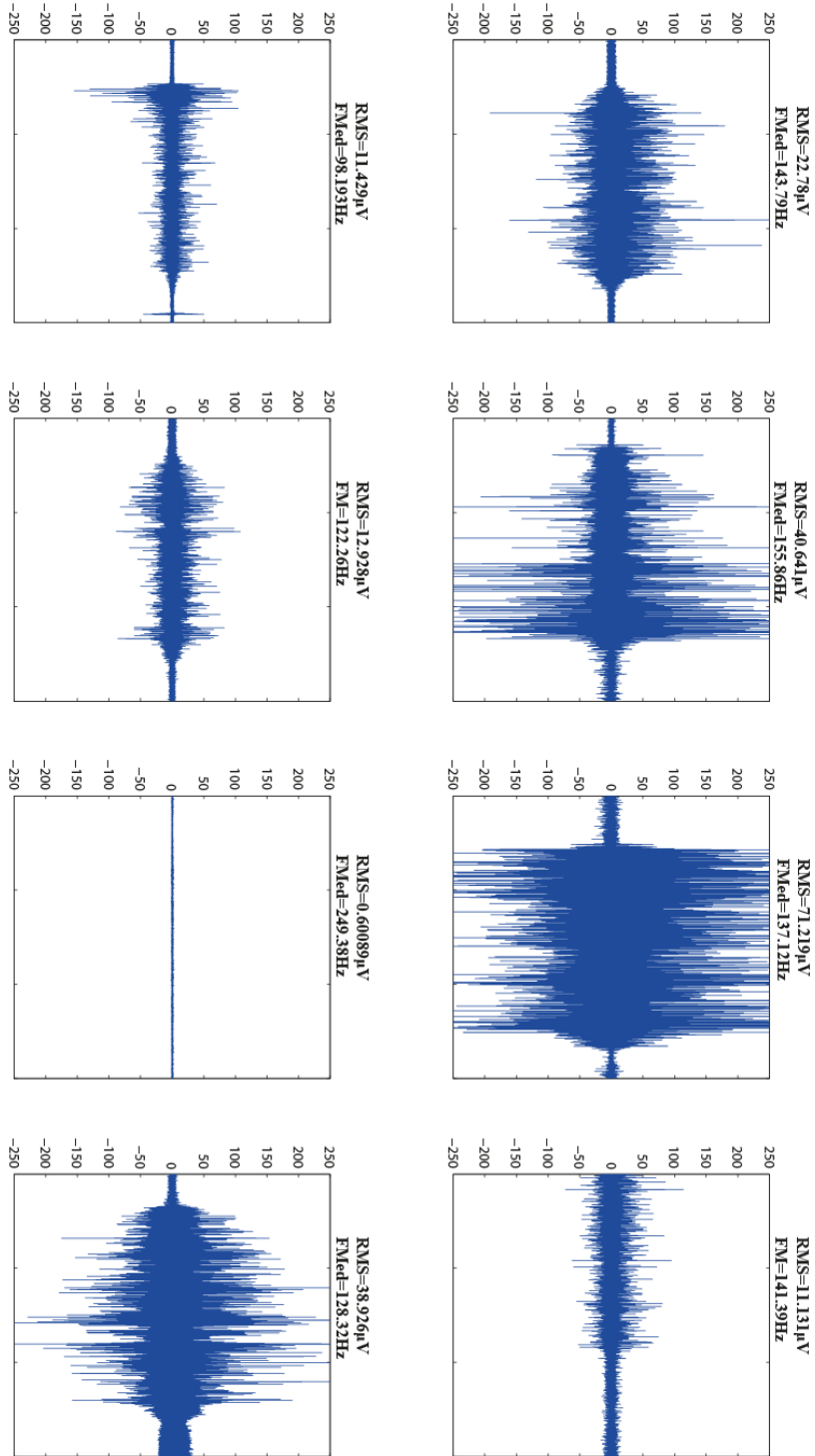
Membro amputado - RF - 30° Extensão



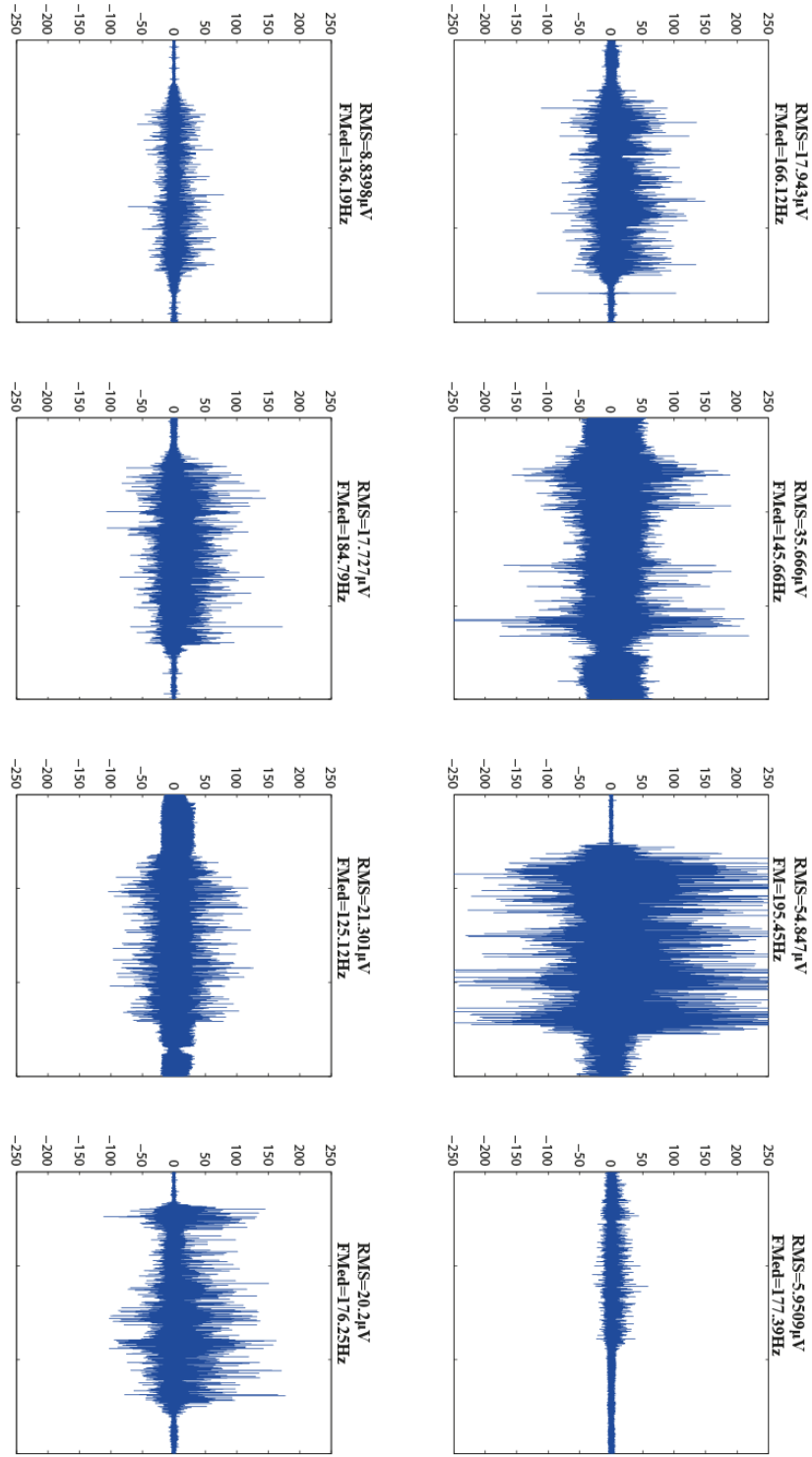
Membro Amputado - ST - 30°Extensão



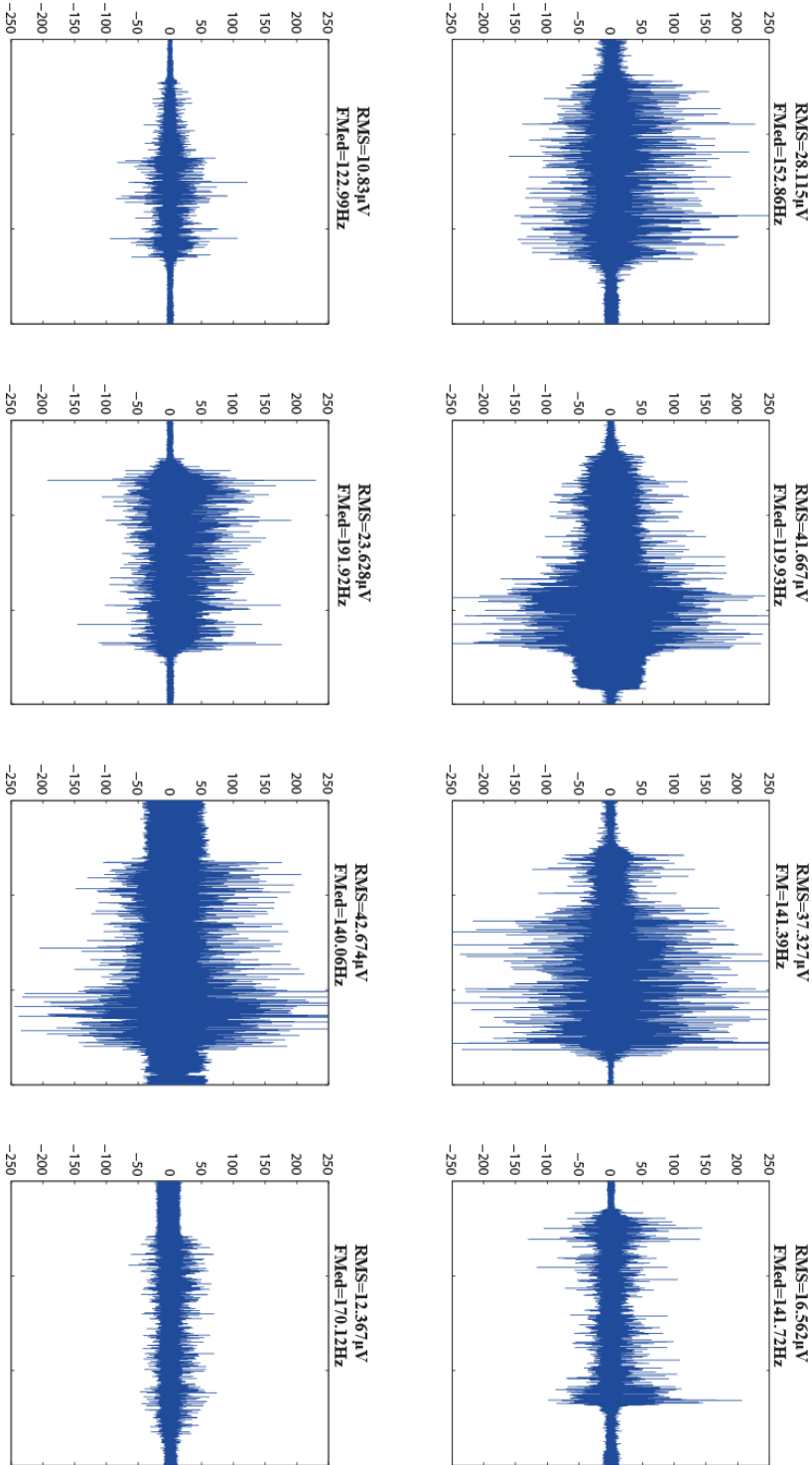
Perna Amputada - BF - 30° Extensão



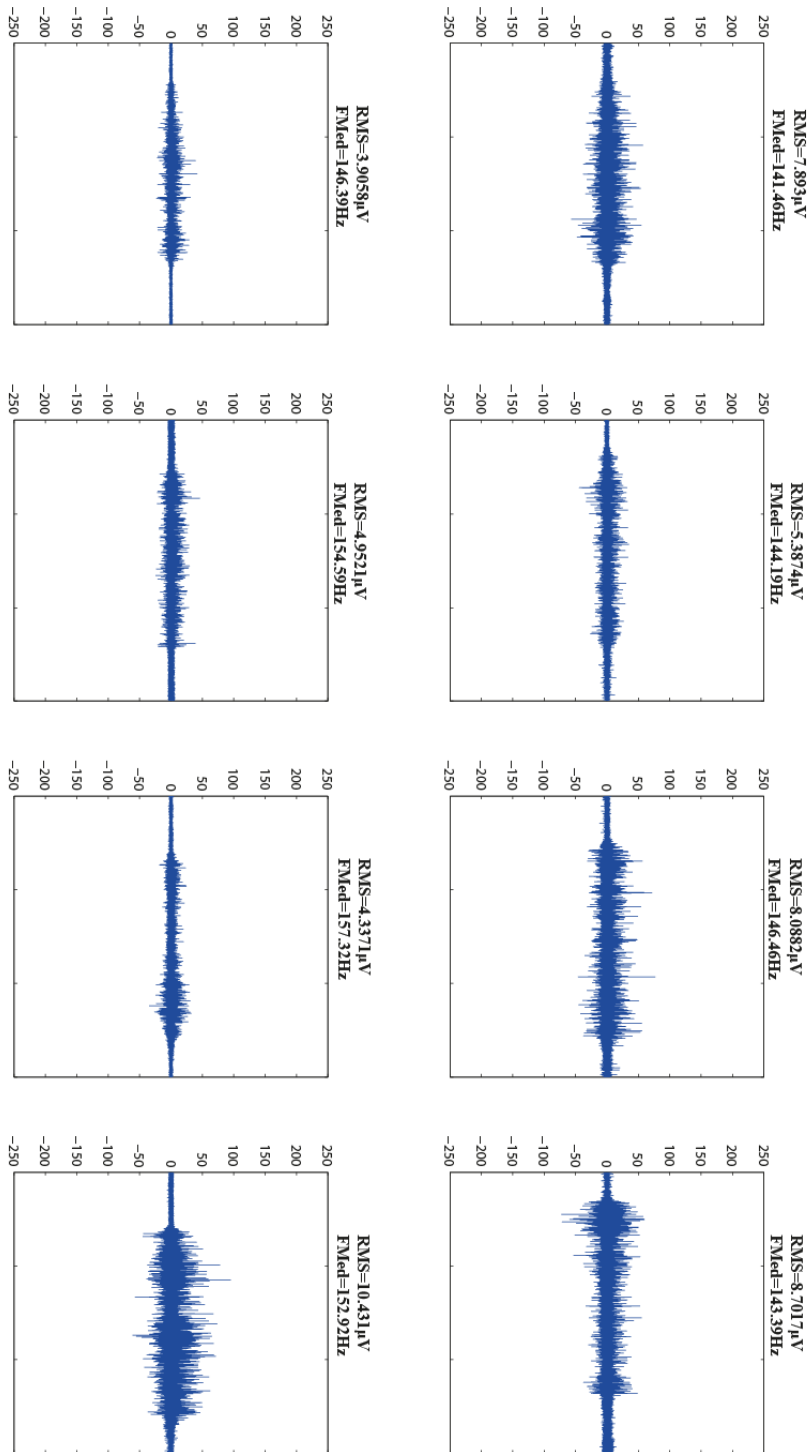
Membro Amputado - PV - 30° Extensão



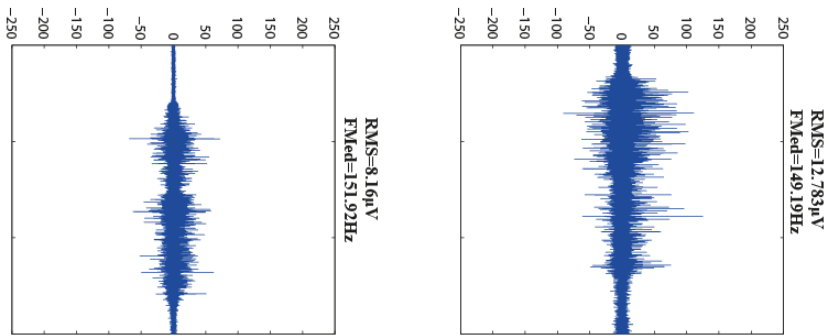
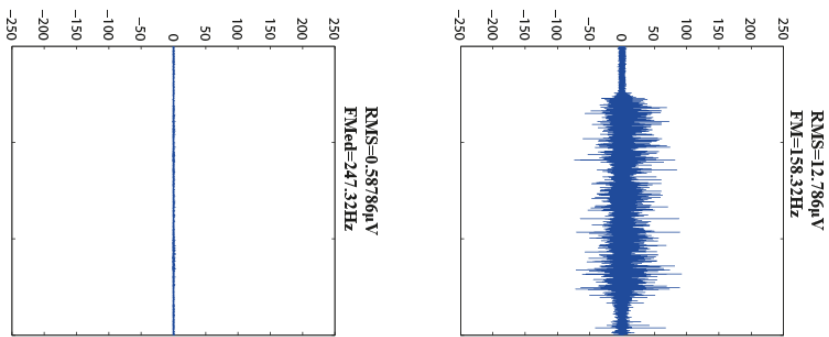
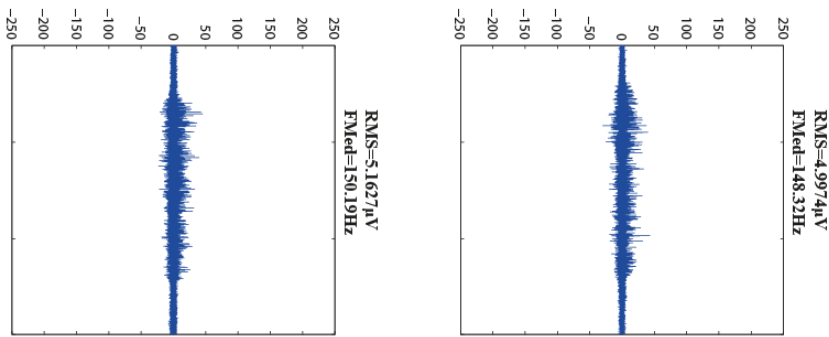
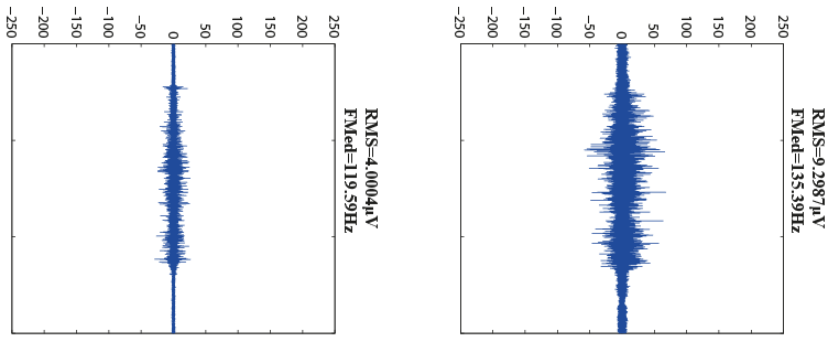
Membro amputado - RF - 30° Flexão



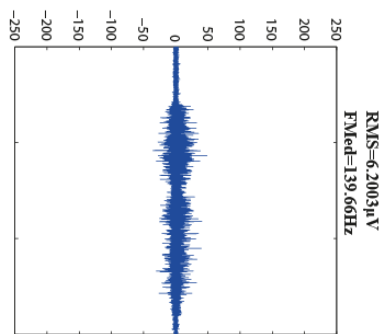
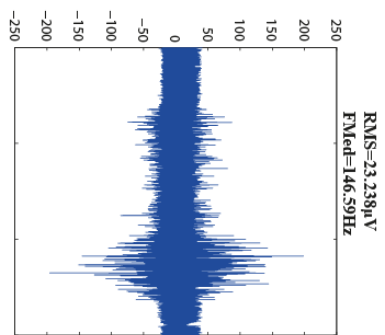
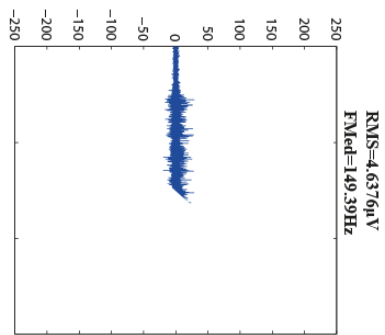
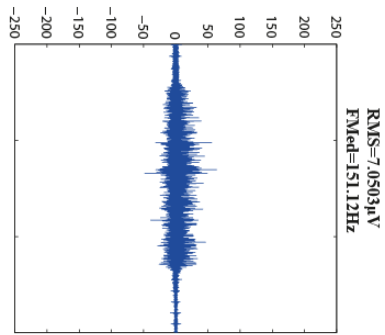
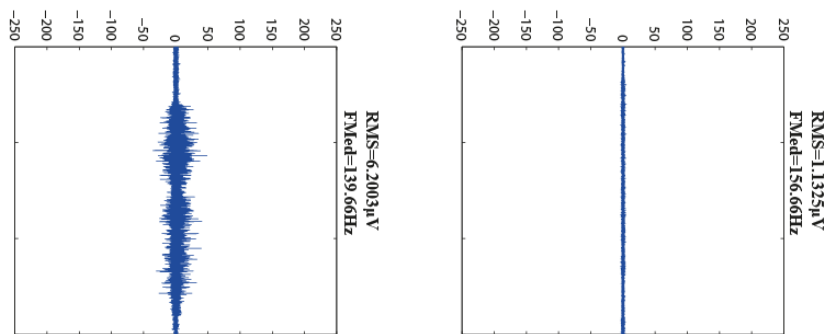
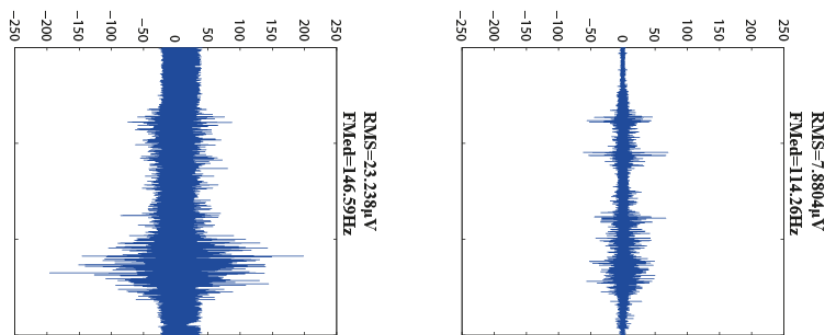
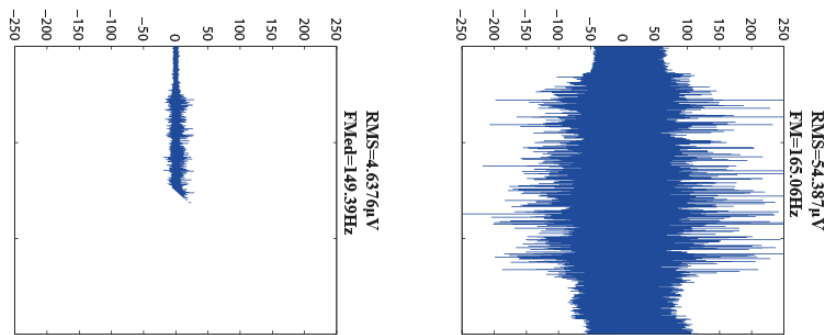
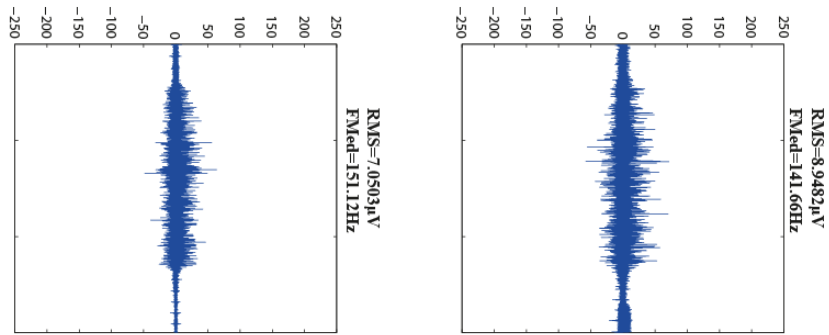
Membro amputado - ST- 30° Flexão



Membro amputado - BF -30° Flexão

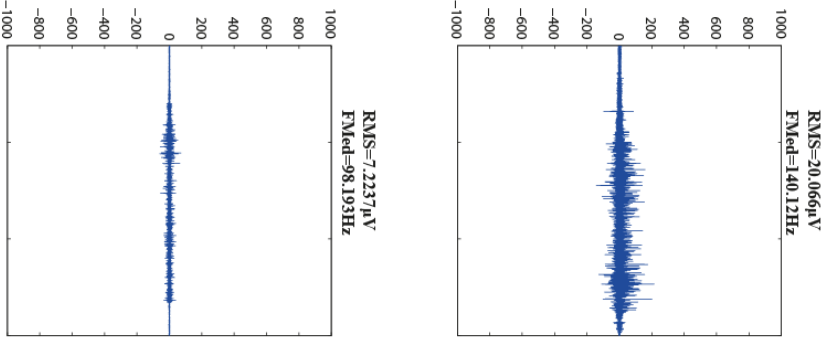
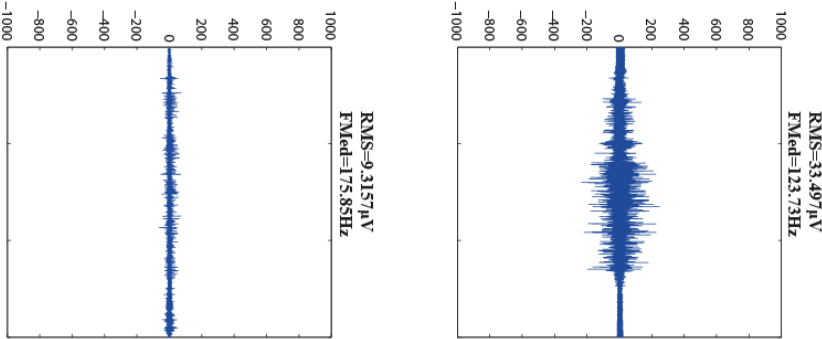
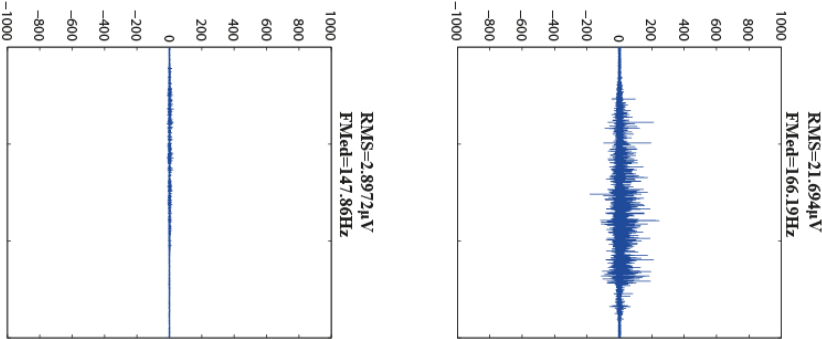
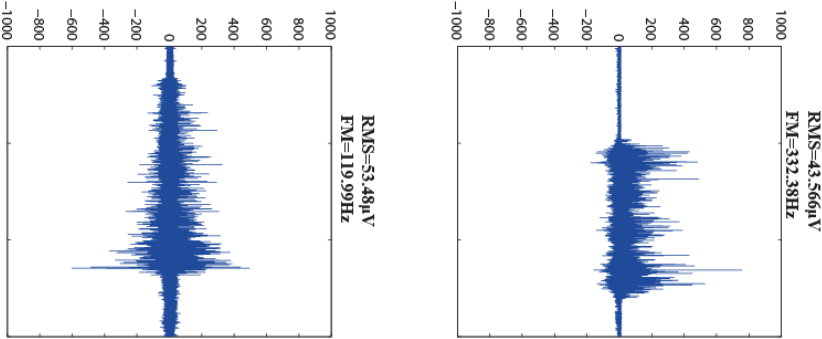


Membro amputado - PV - 30° Flexão

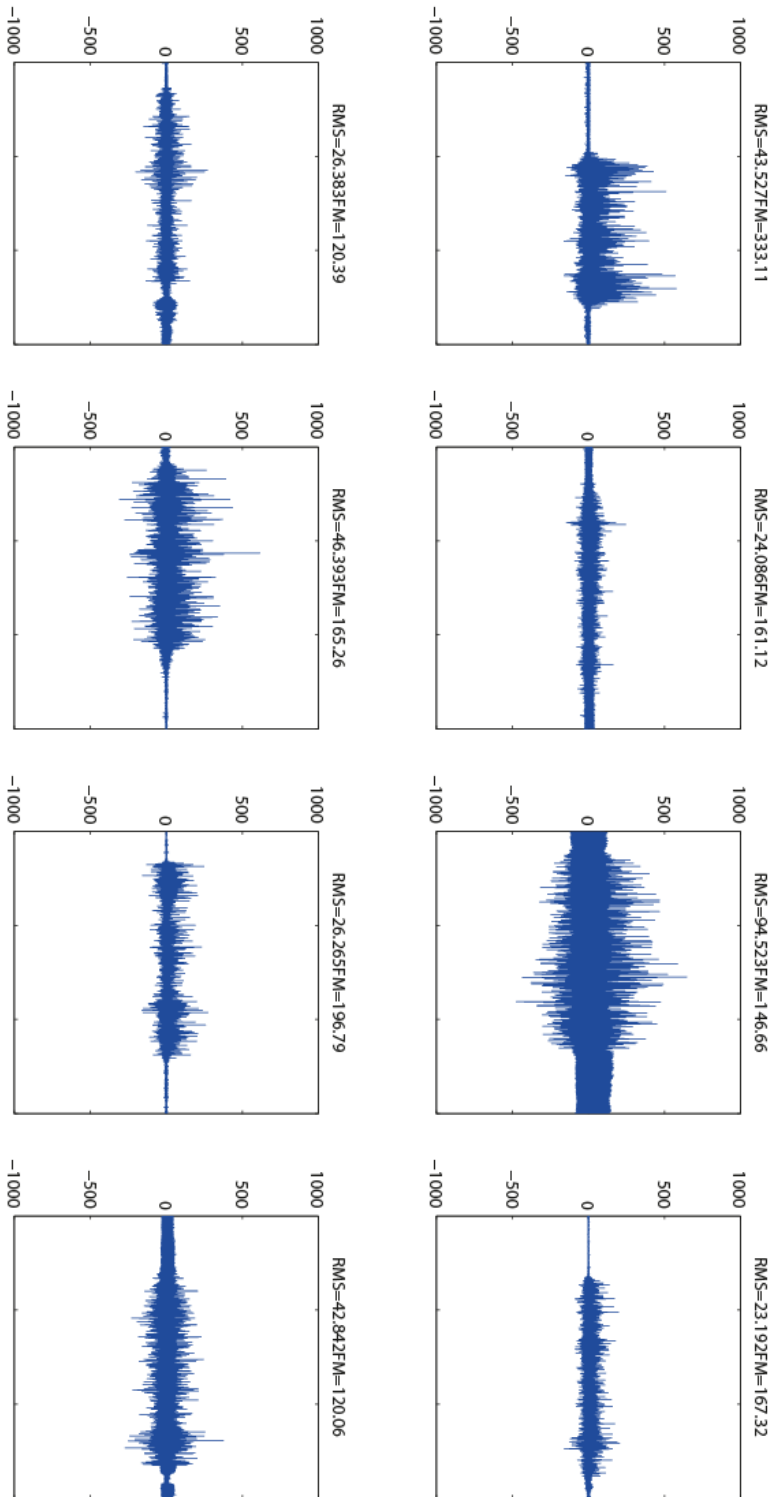


Indivíduos normais 30°

Indivíduos normais - RF - 30° Extensão

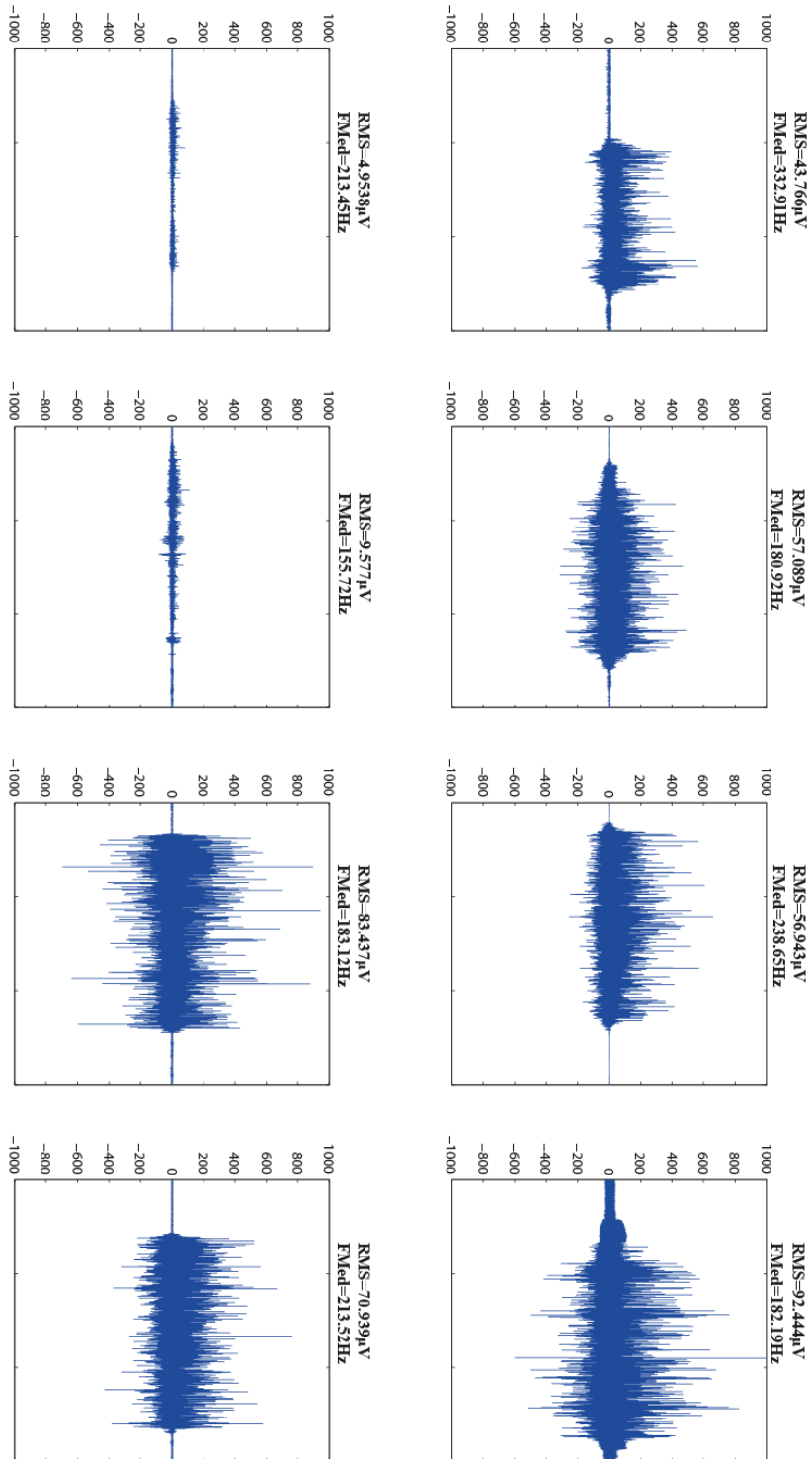


Extensão 30° - PV - Normais

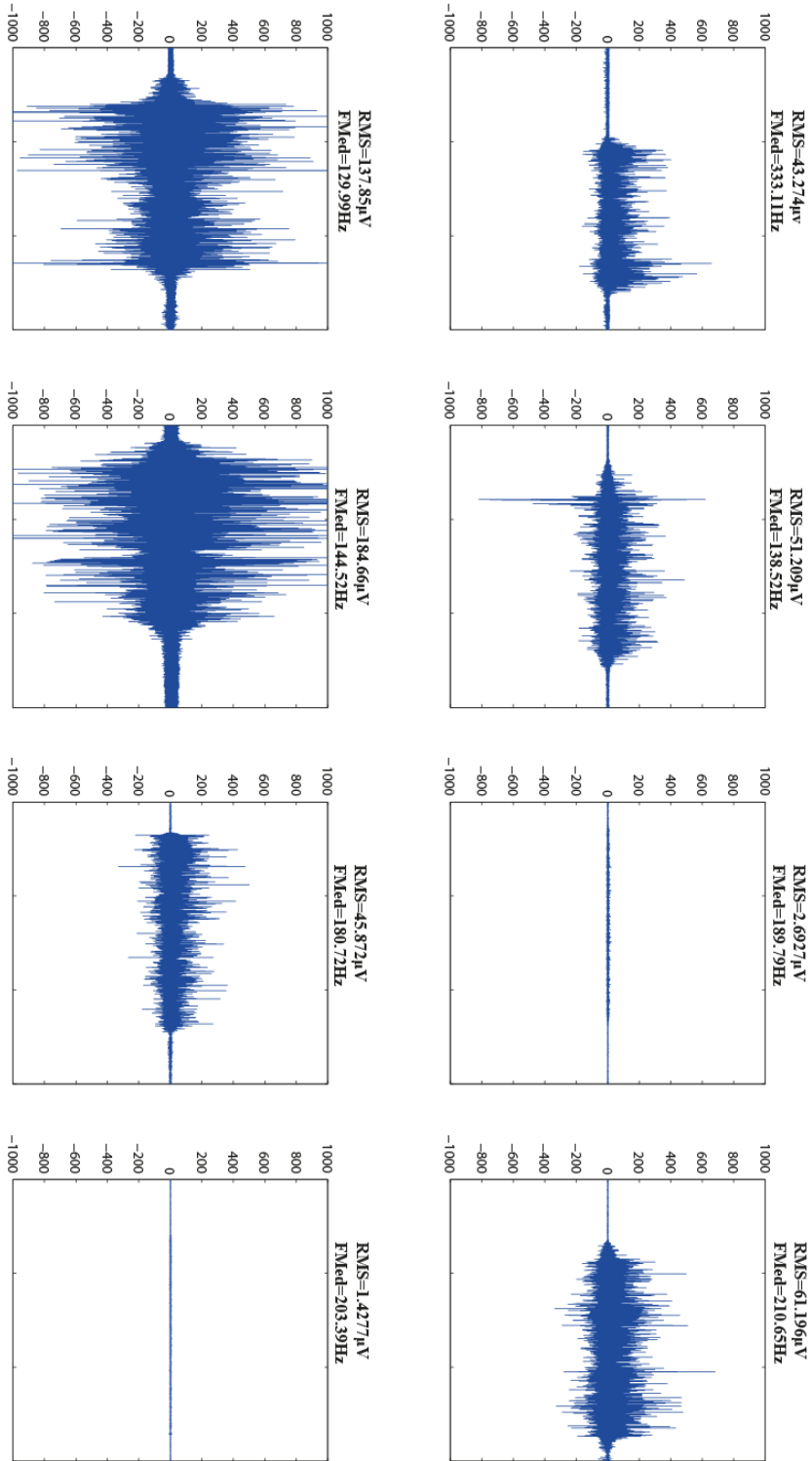


RMS (µV) Fmed (Hz)

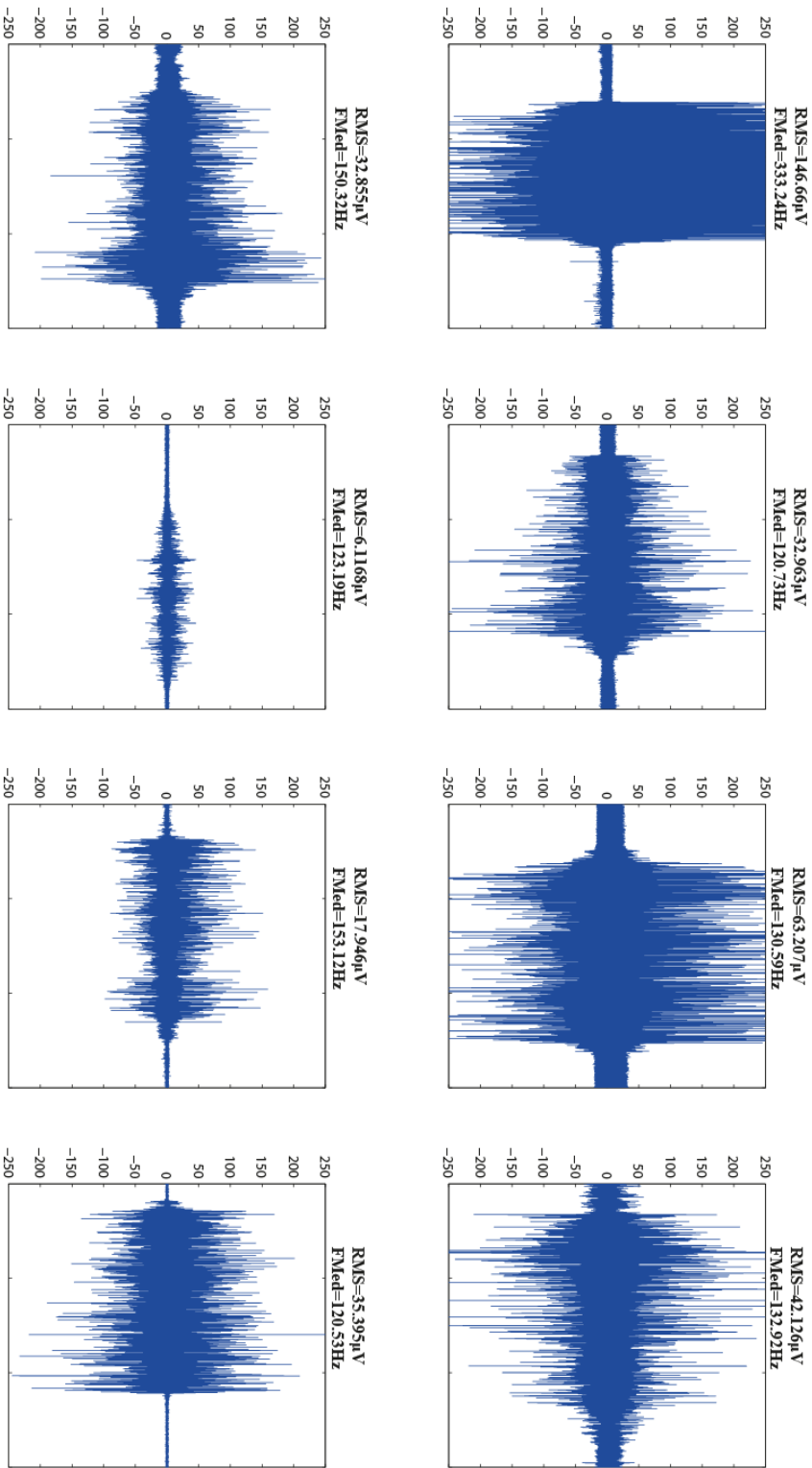
Indivíduos normais - ST - 30° Extensão



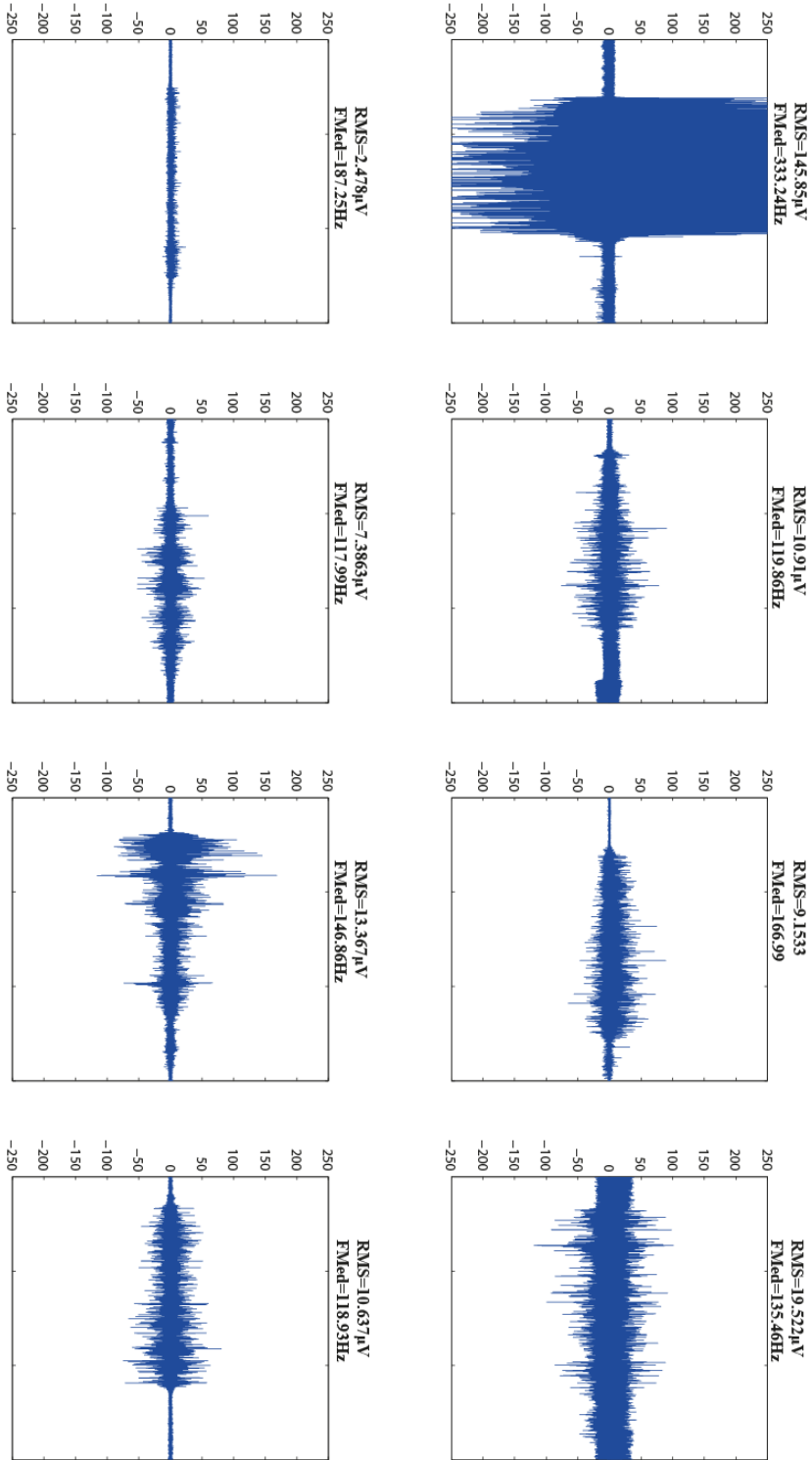
Indivíduos normais - BF - 30° Extensão



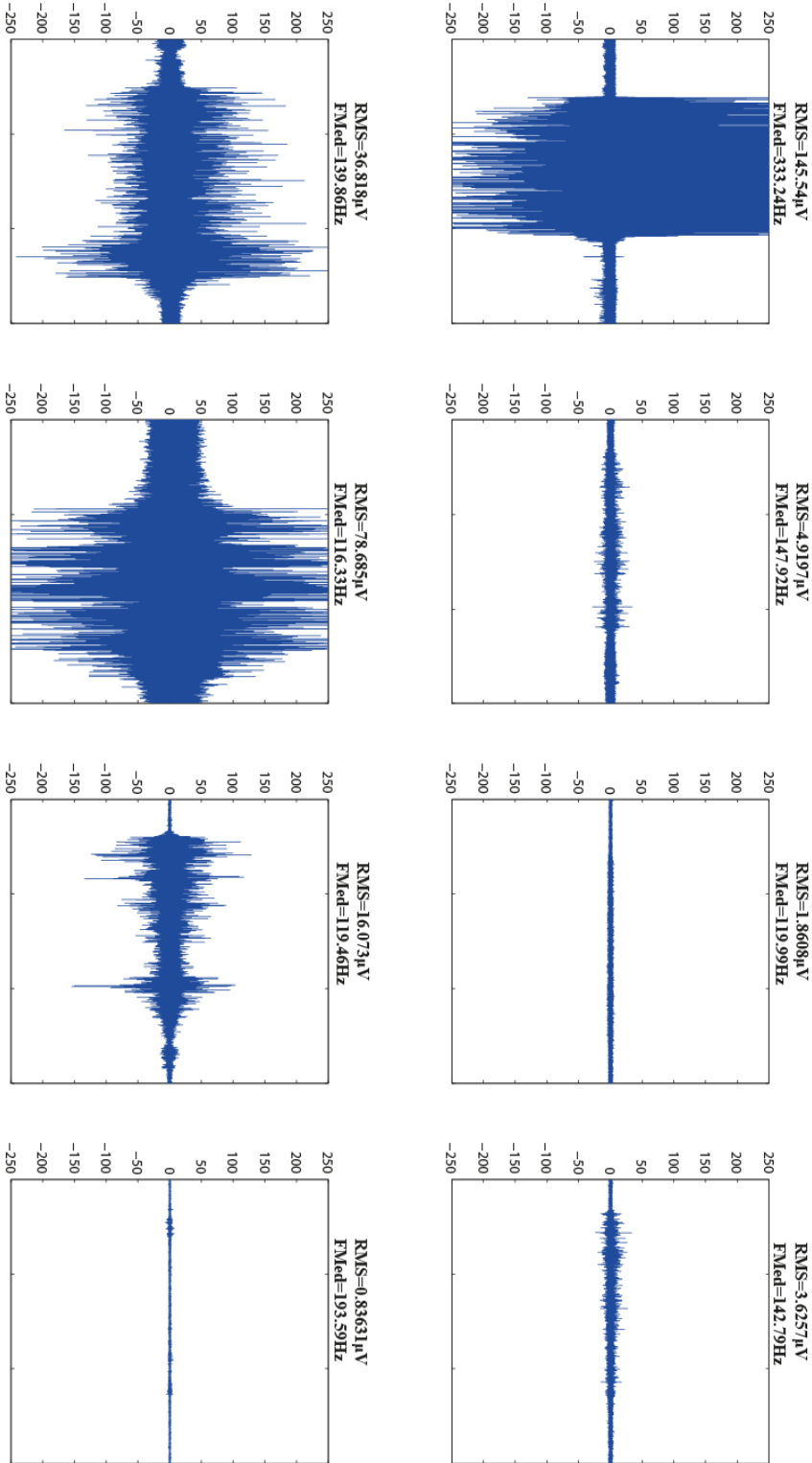
30° Flexão - RF - Normais



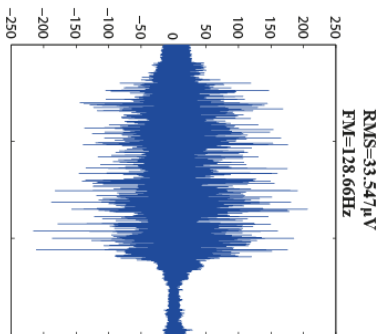
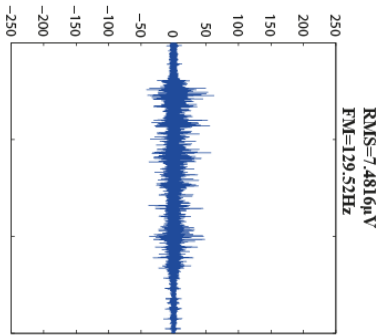
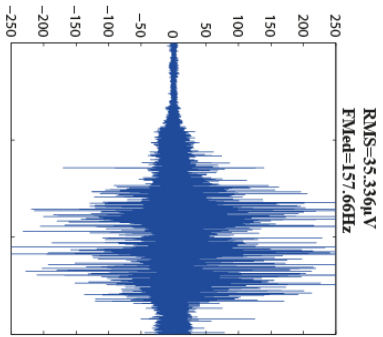
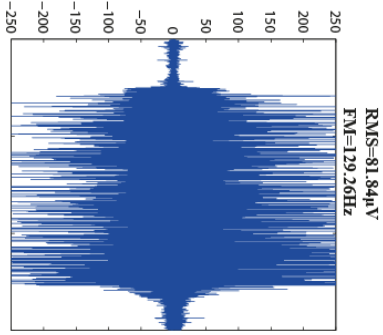
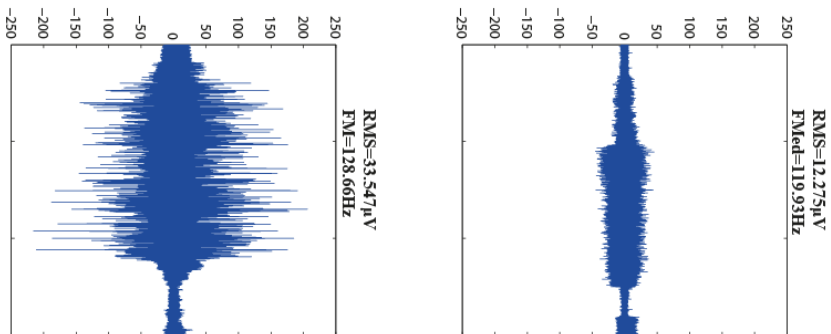
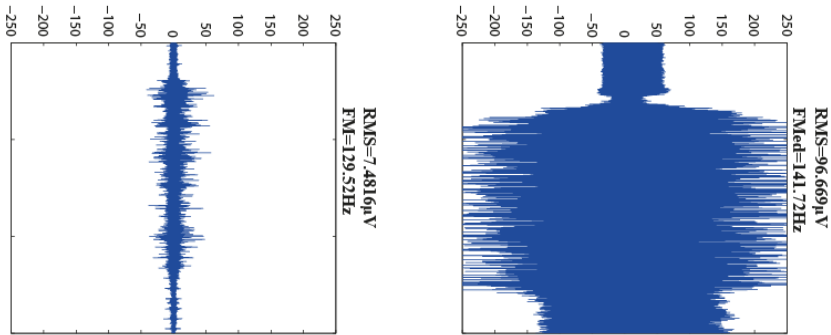
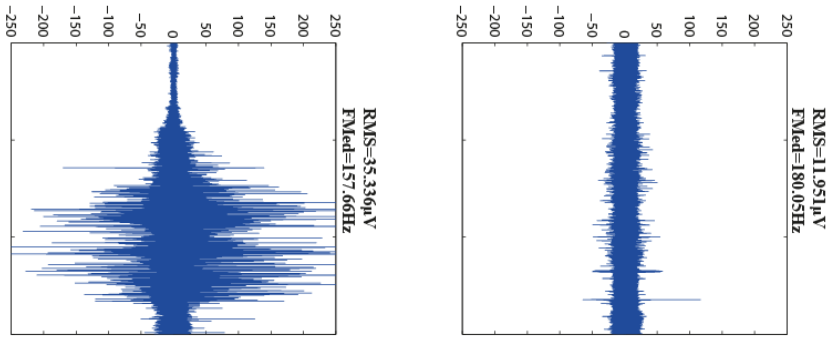
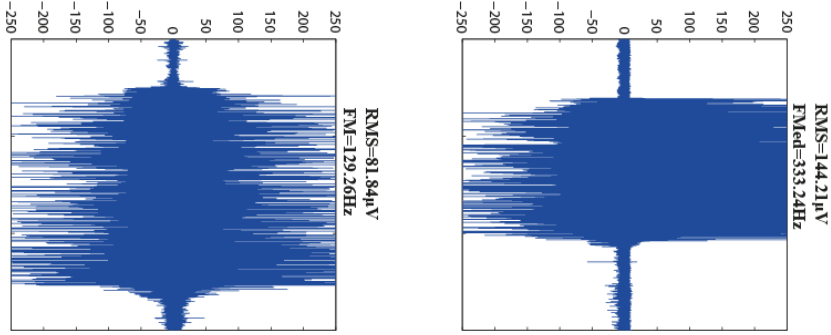
30° Flexão - ST - Normais



30° Flexão - BF - Normais



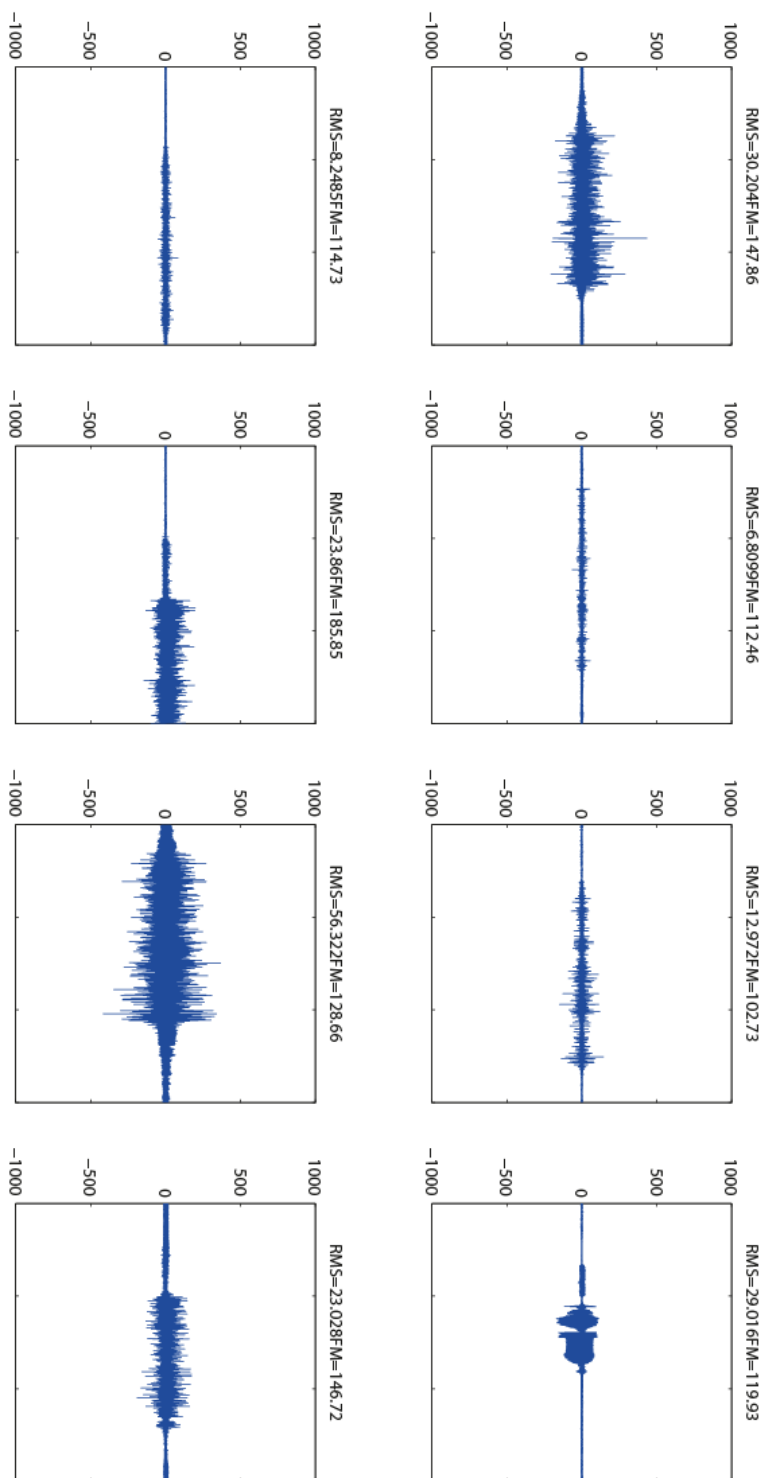
30° Flexão - PV - Normais



Cotos residuais dos Amputados em 60°

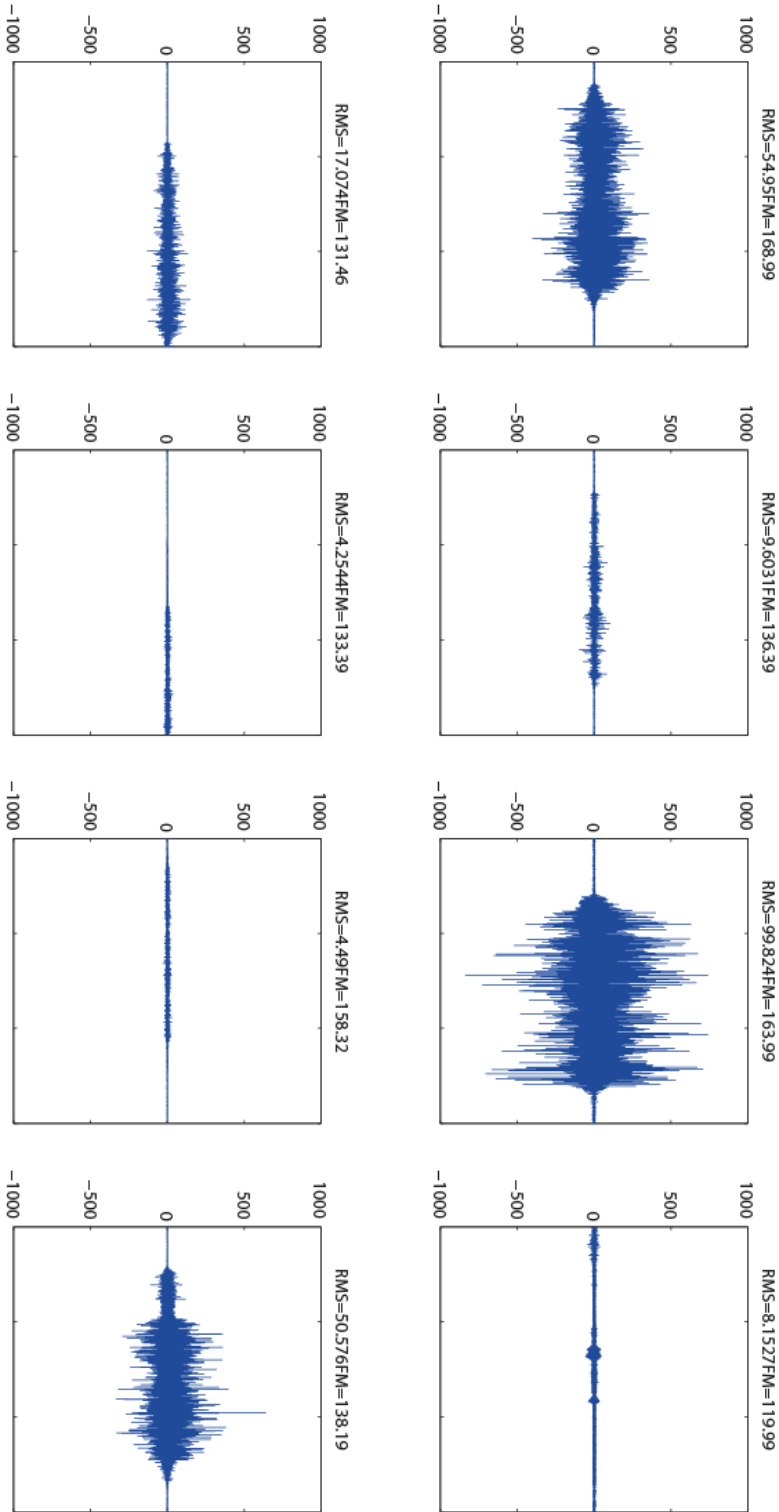
Extensão 60° - RF - coto residual

RMS (μV) e Fmed (Hz)

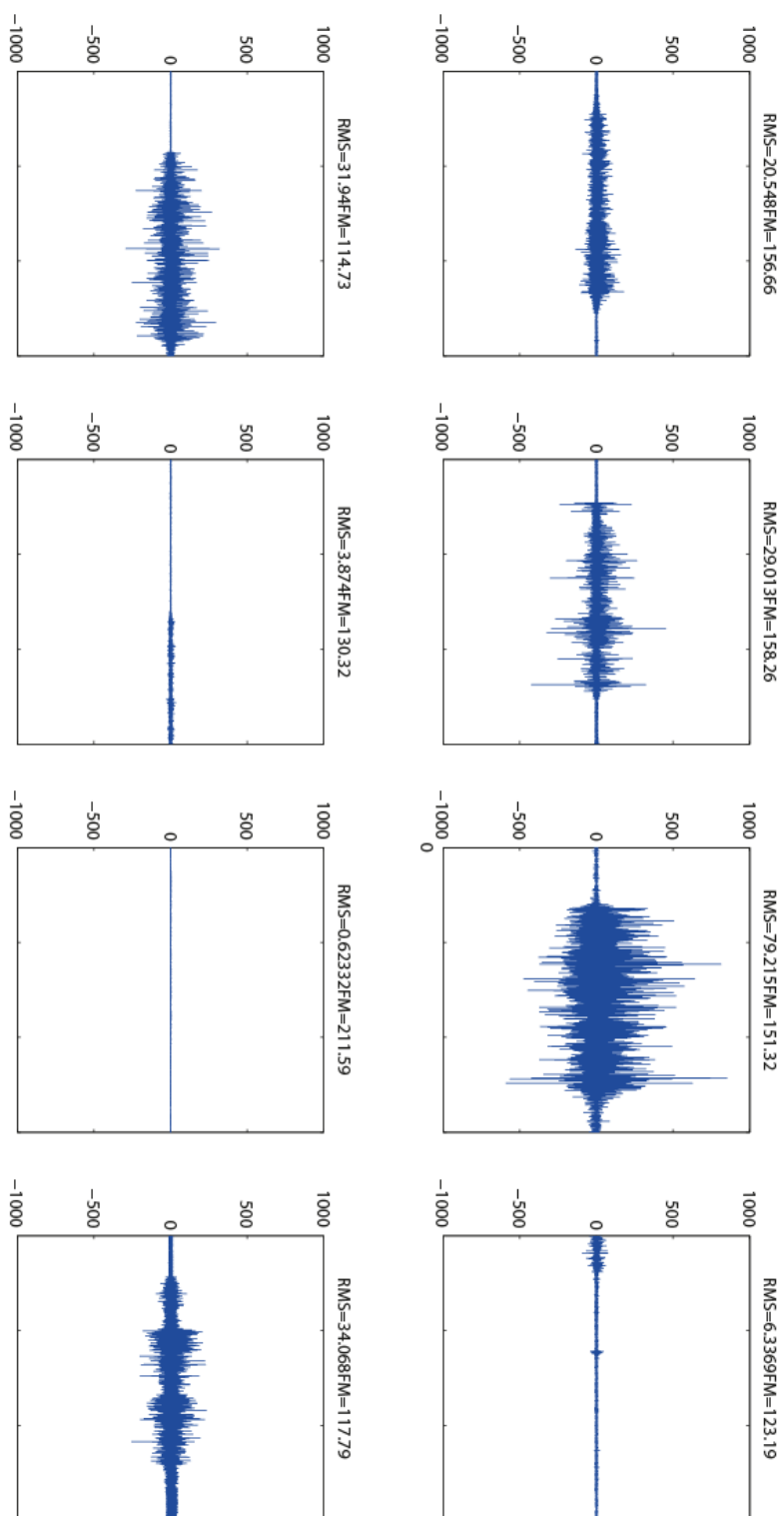


Extensão 60° - BF - coto residual

RMS (μV) e Fmed (Hz)



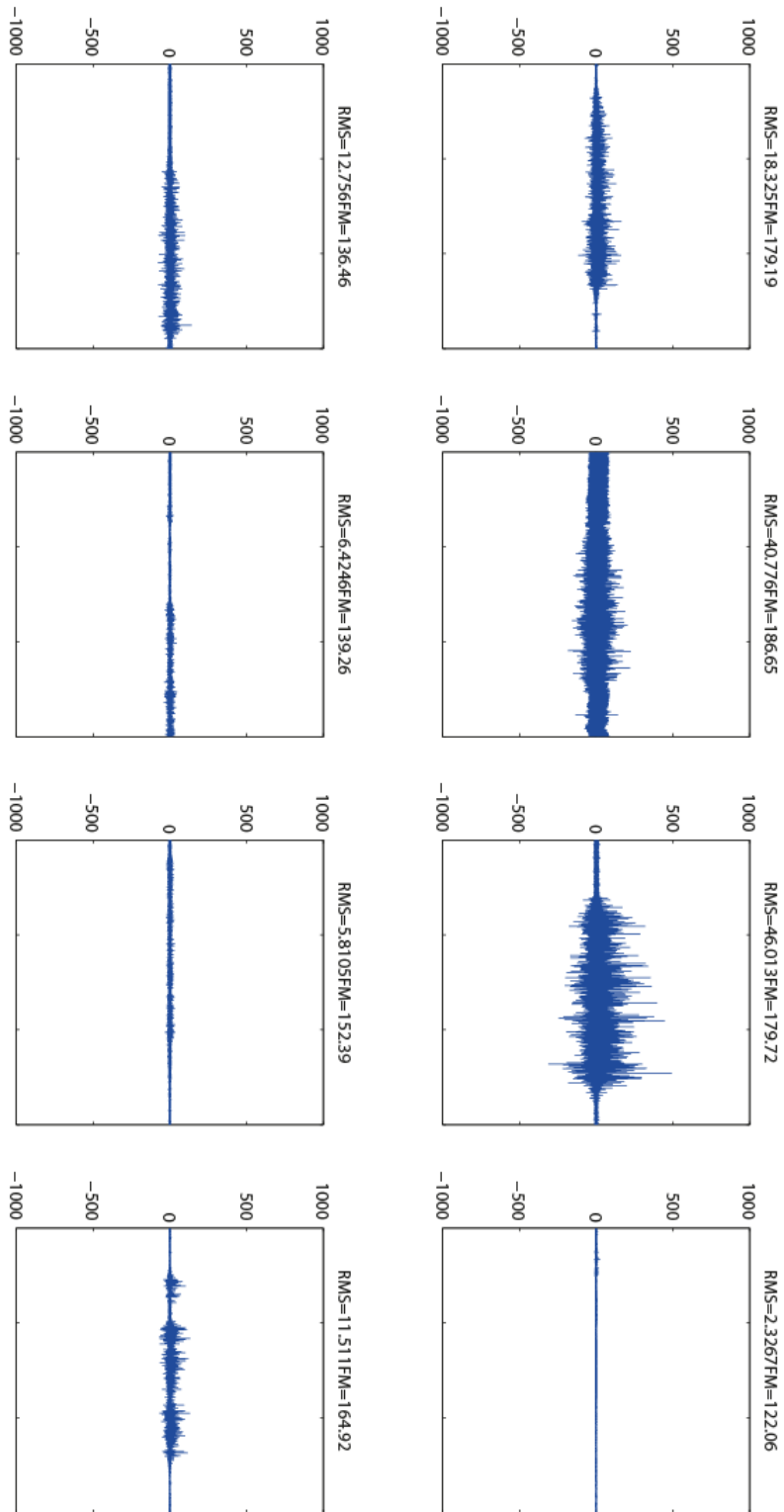
Extensão 60° - ST - coto residual



RMS (μV) e Fmed (Hz)

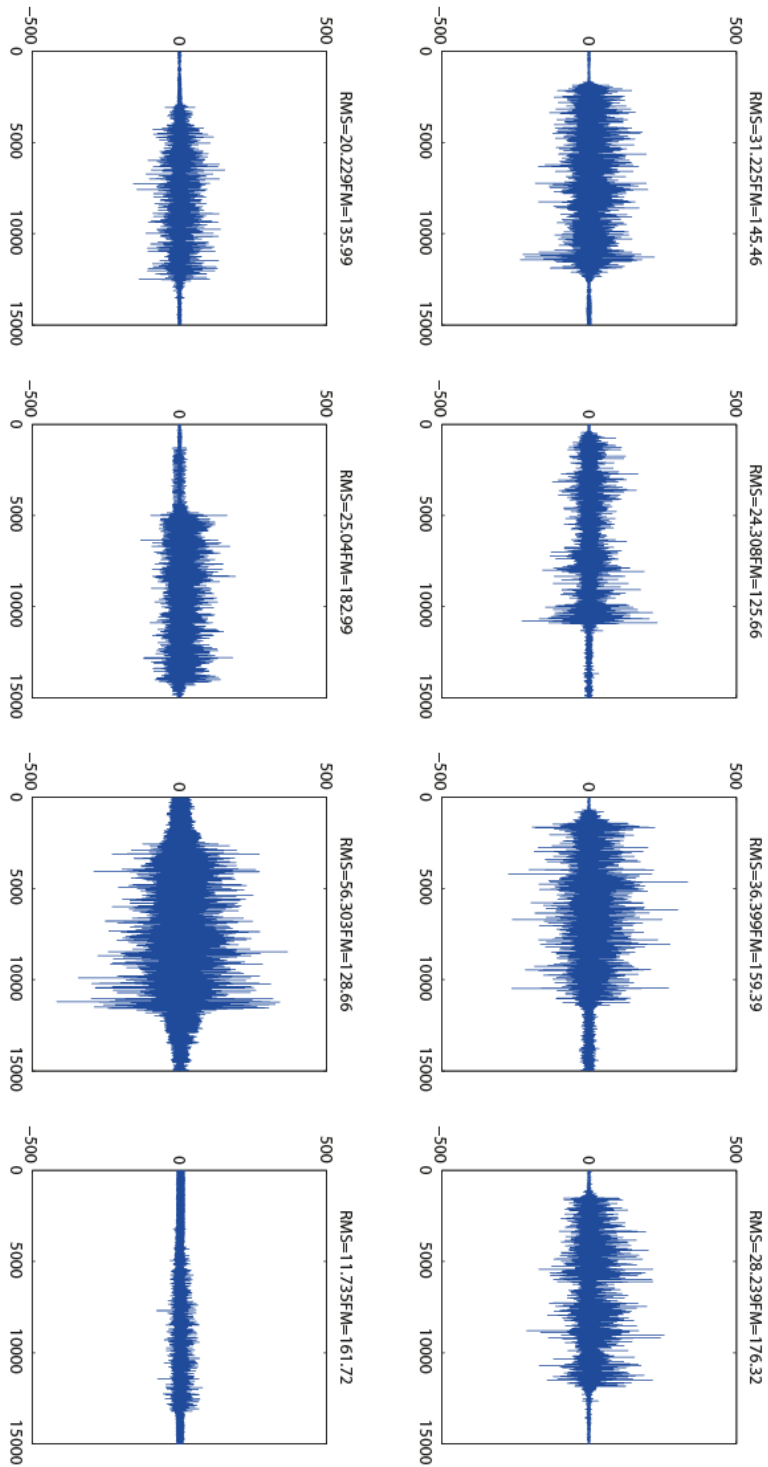
Extensão 60° - PV - coto residual

RMS (μV) e Fmed (Hz)

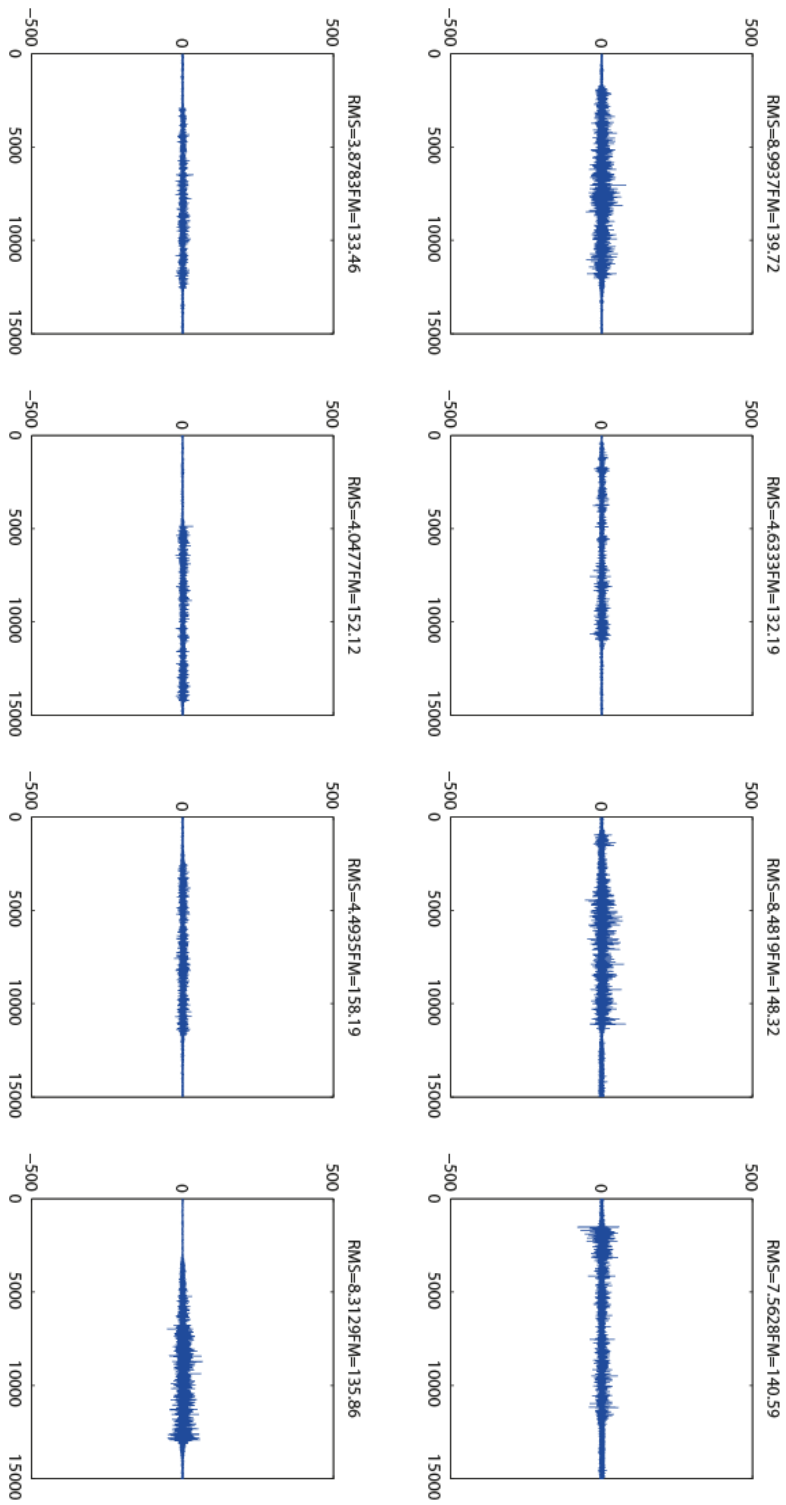


Coto residual- RF - Flexão 60°

RMS (μV) e Fmed (Hz)

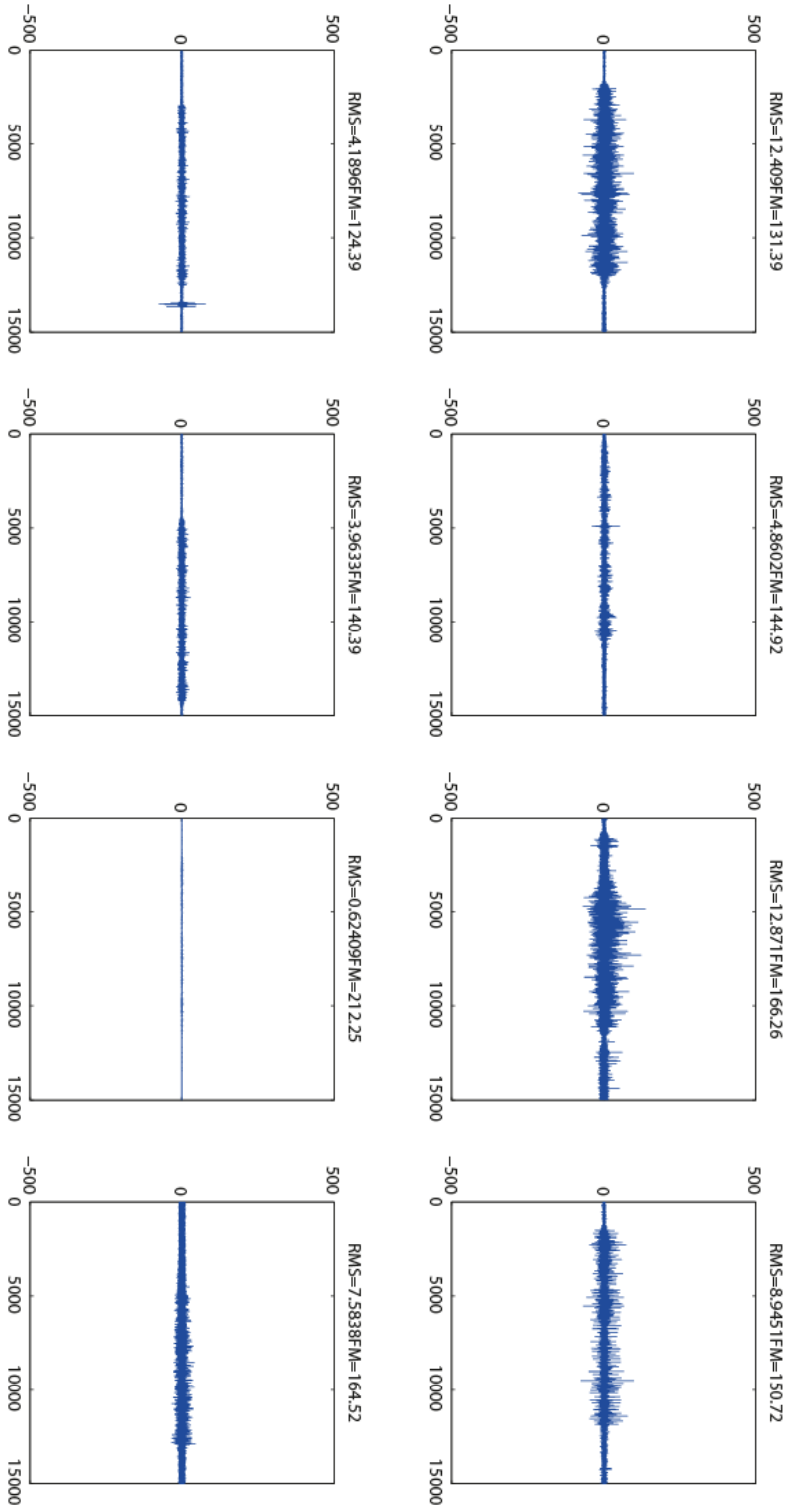


Coto residual - ST - Flexão 60°



RMS (μV)Fmed (Hz)

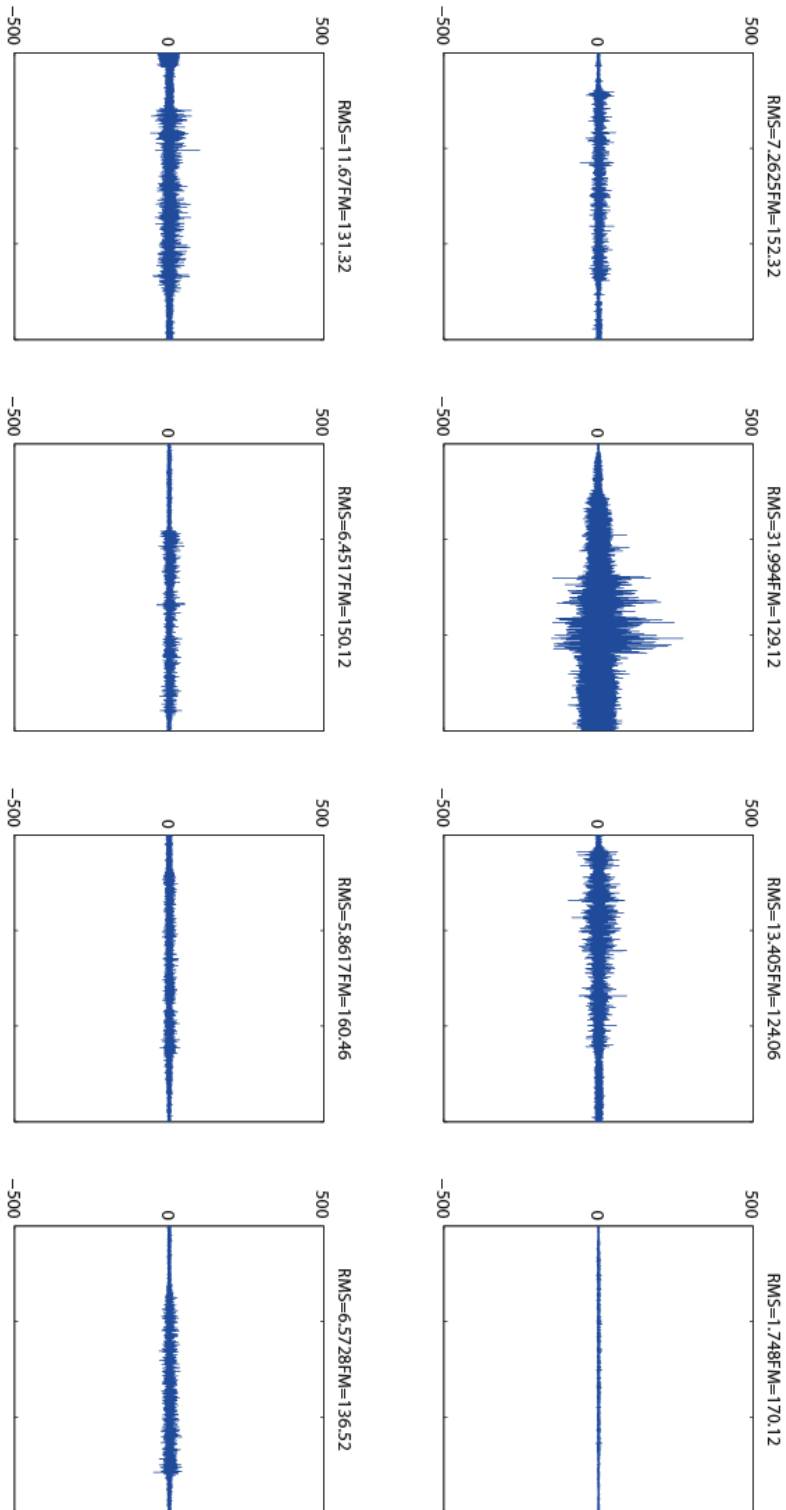
Coto residual - BF - Flexão 60°



RMS(μ V) e Fmed (Hz)

Coto residual - PV - Flexão 60°

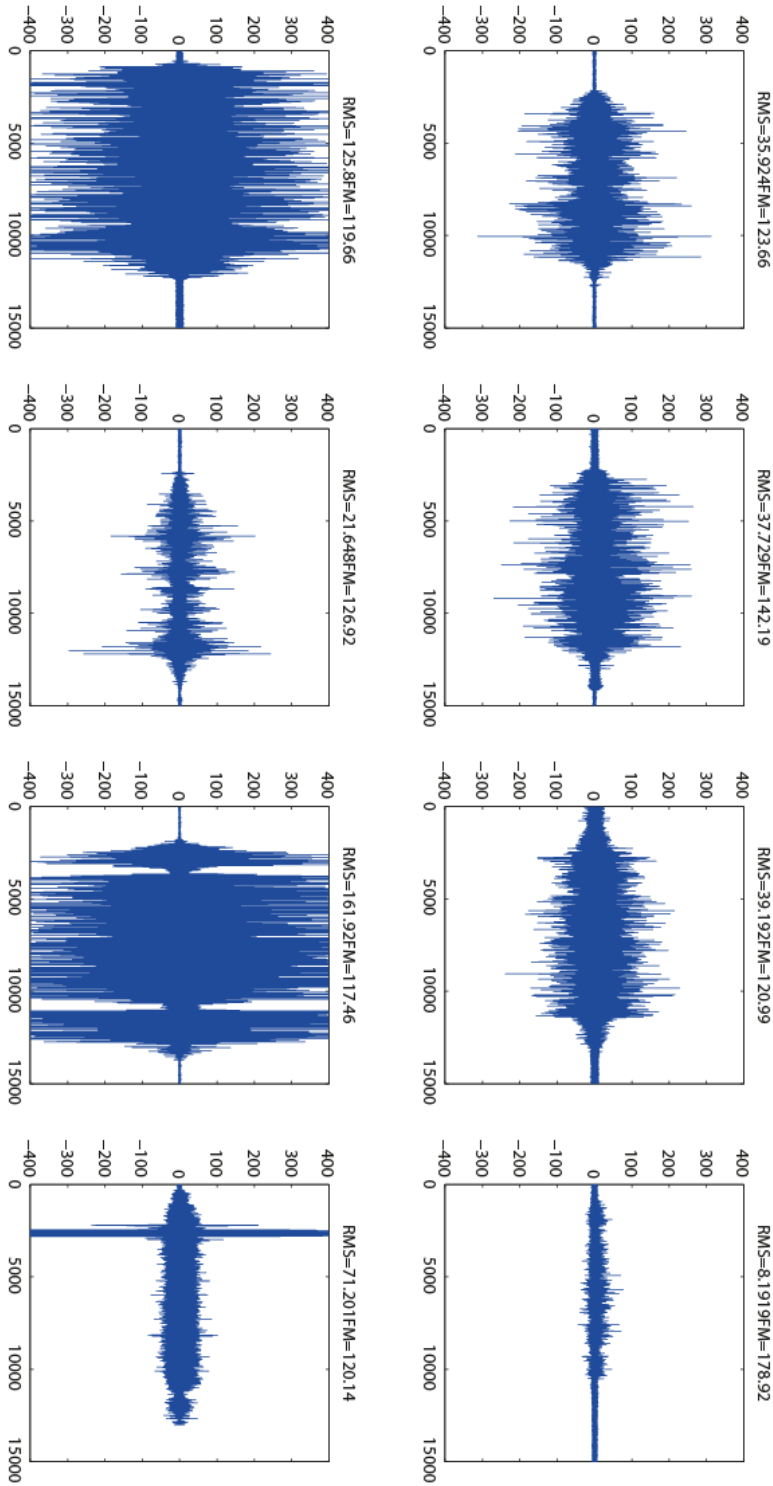
RMS (μV) e Fmed (Hz)



Membro normal dos Amputados em 60°

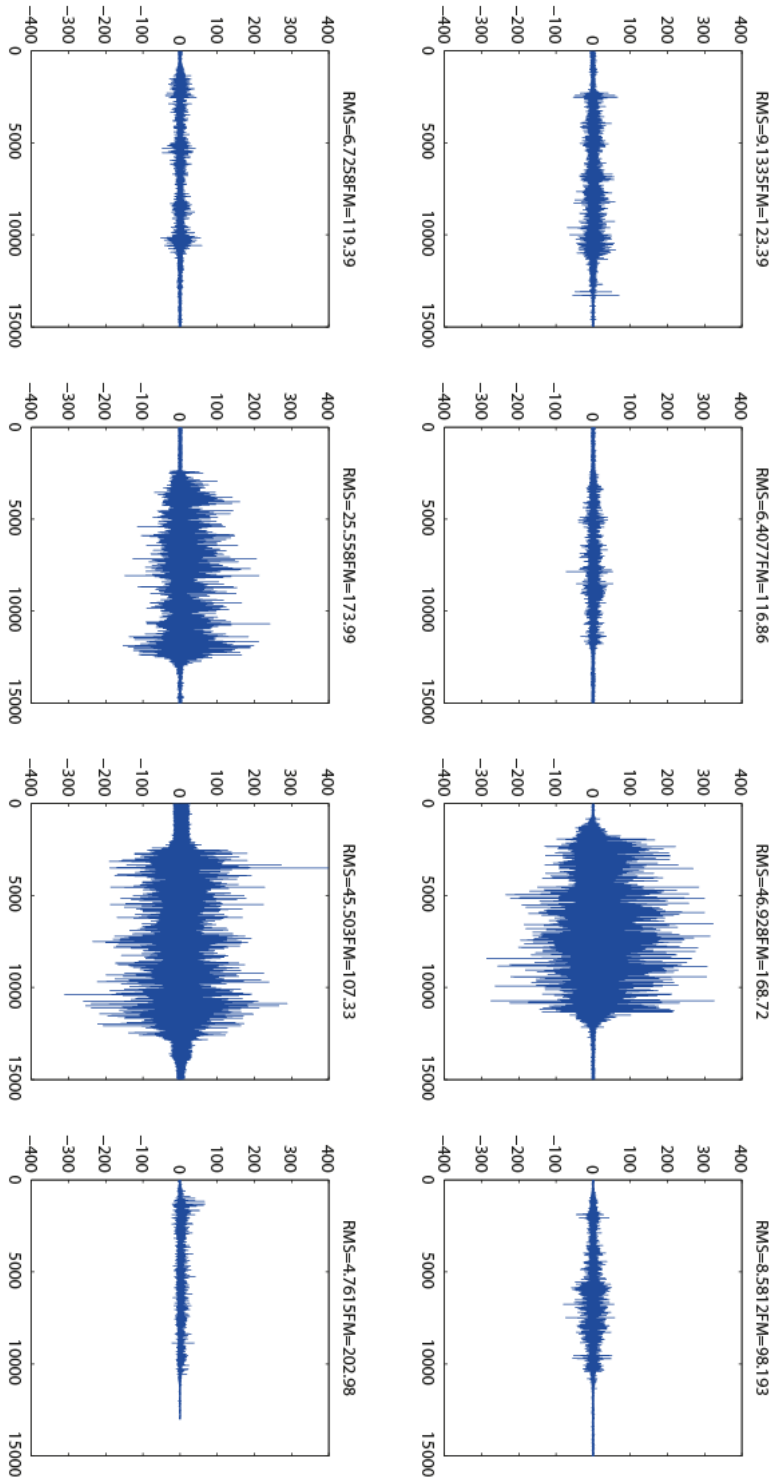
Indivíduo amputado - membro normal -RF- Flexão 60°

RMS (μV) e Fmed (Hz)



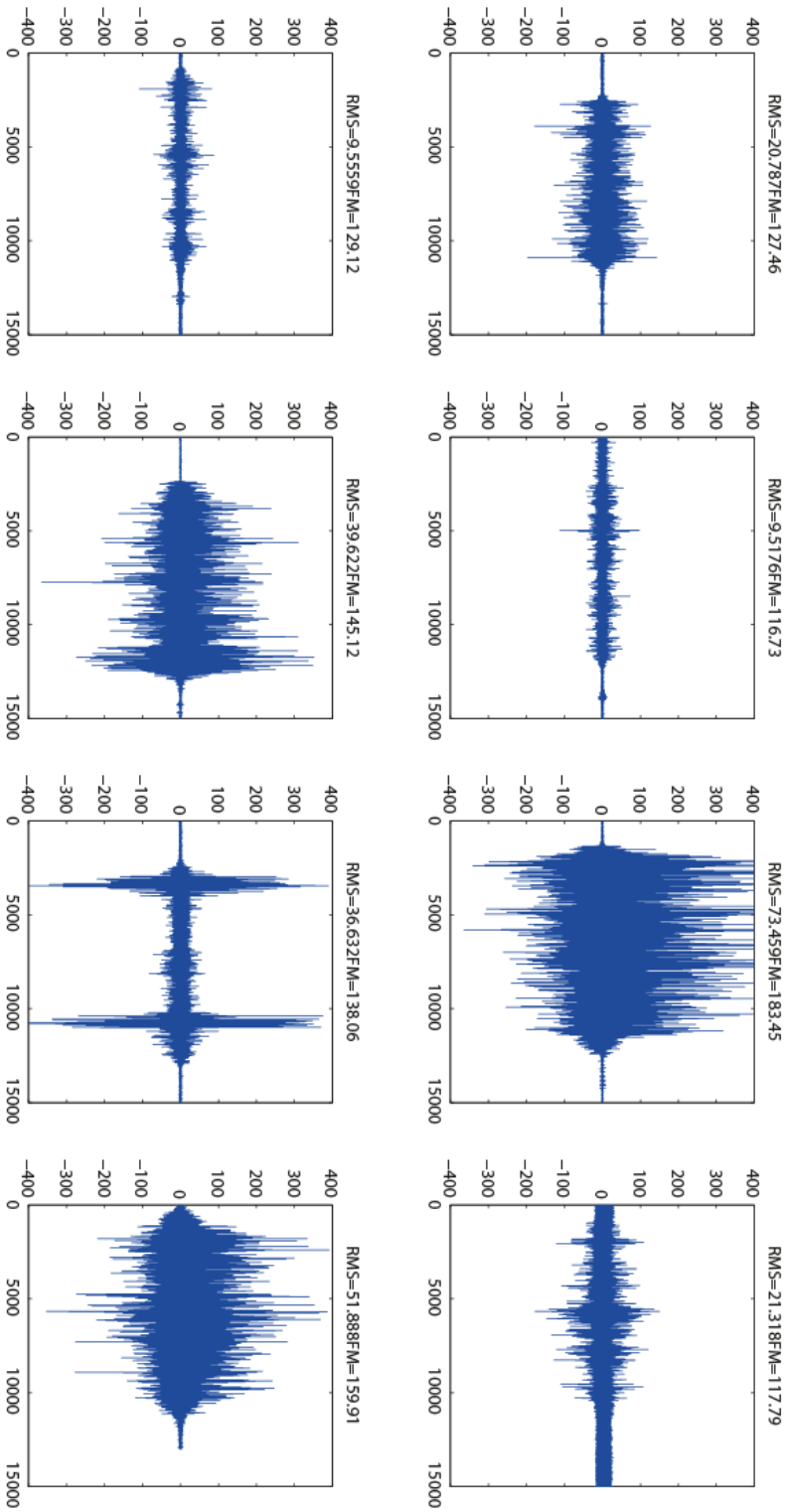
Indivíduo Amputado - membro normal- ST - Flexão 60°

RMS (μV) e Fmed (Hz)



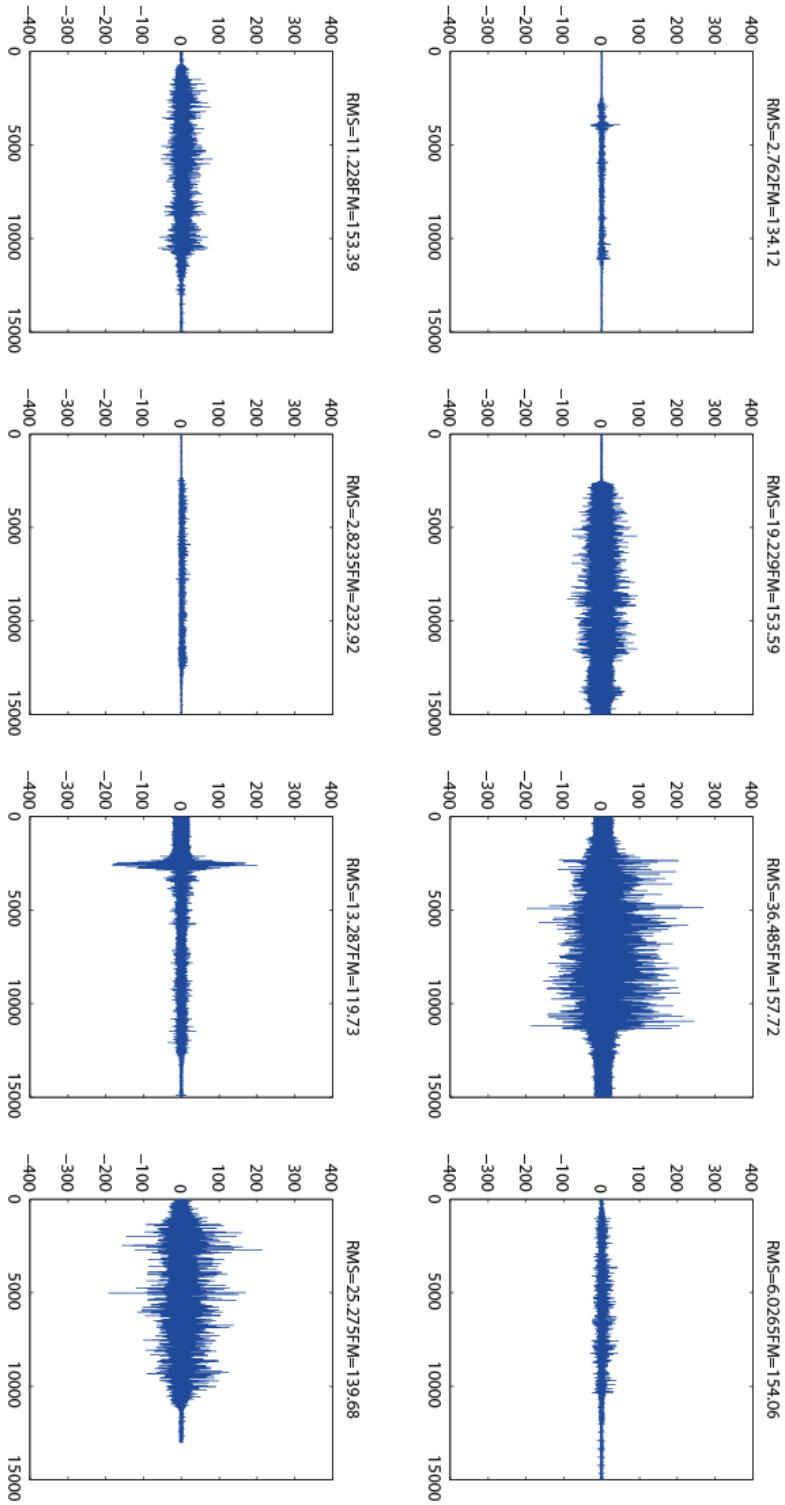
Indivíduo Amputado - membro normal - BF - Flexão 60°

RMS (μV) e Fmed (Hz)



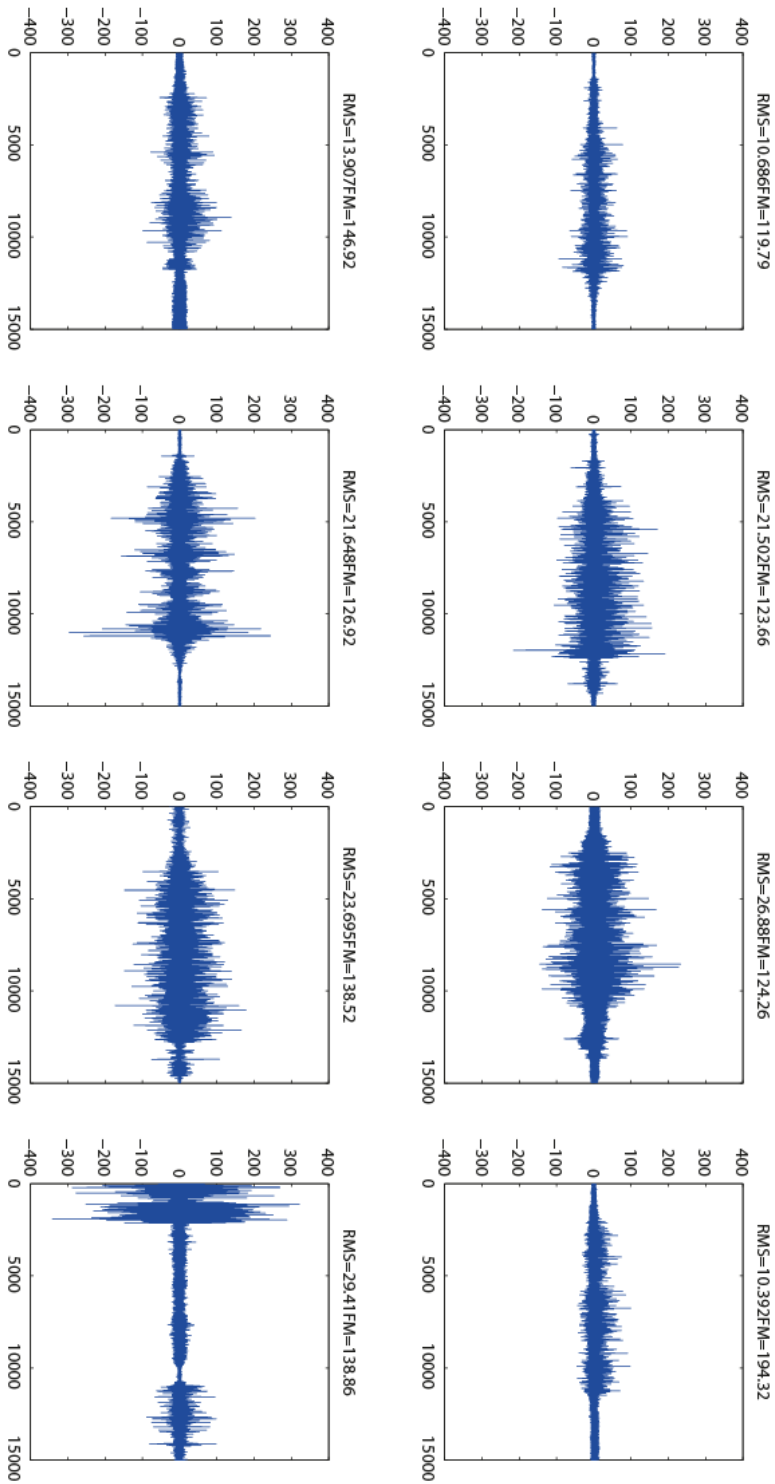
Indivíduo AMputado - membro normal - PV - Flexão 60°

RMS (μV) e Fmed (Hz)



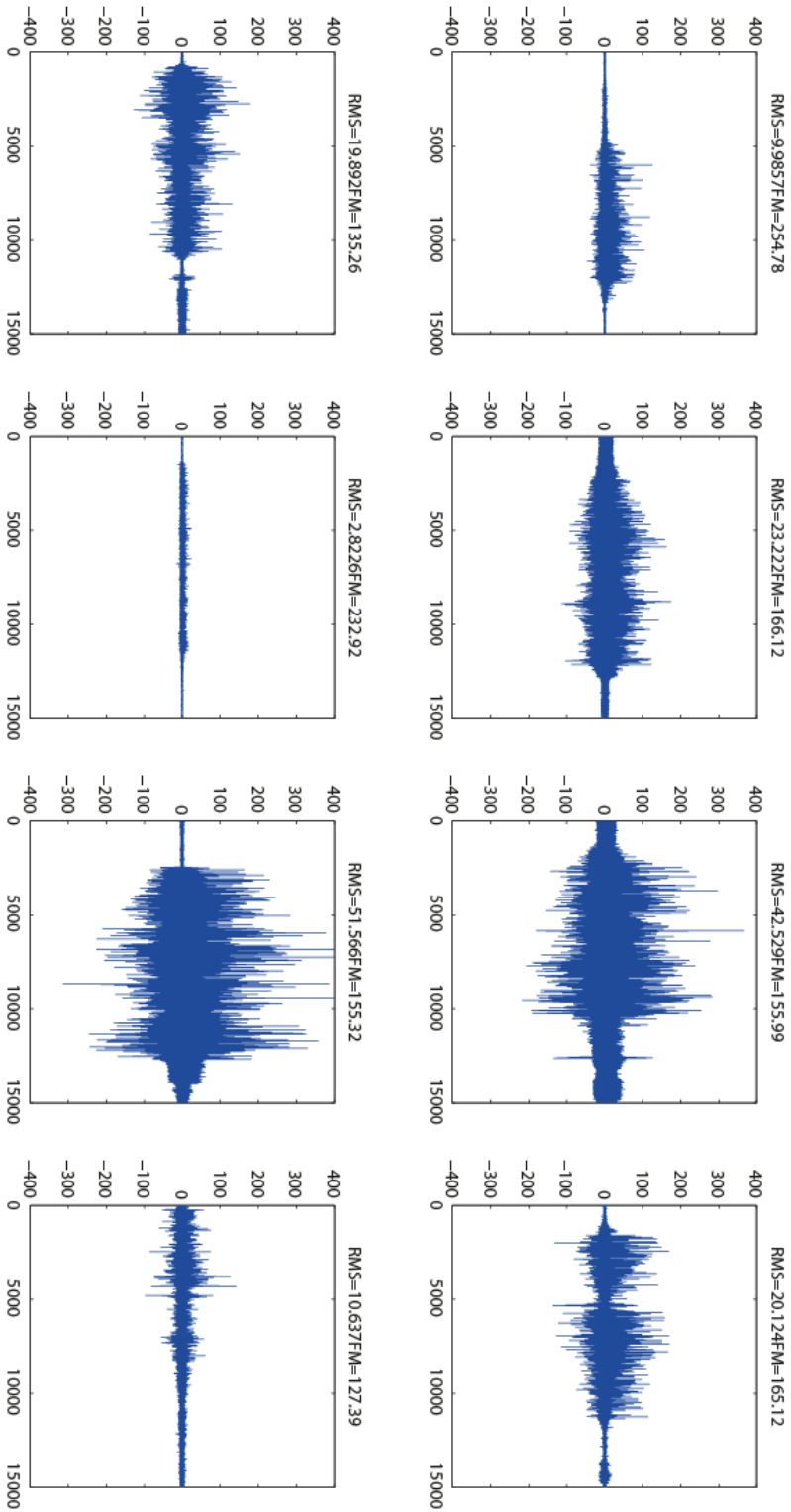
Amputado - Membro normal- RF - Extensão 60°

RMS (μV) e Fmed (Hz)



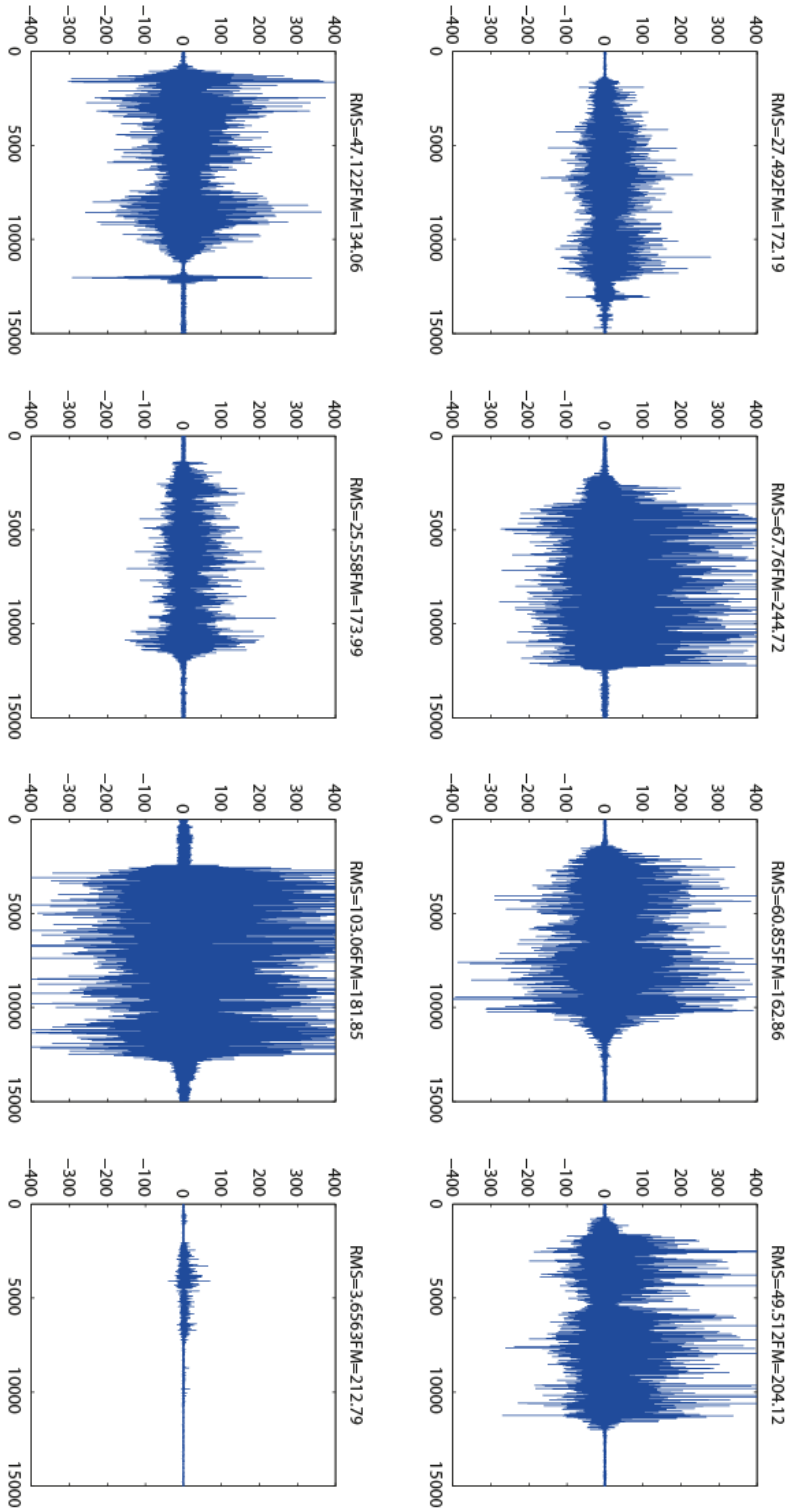
Amputado - Membro normal- PV - Extensão 60°

RMS (μV) e Fmed (Hz)

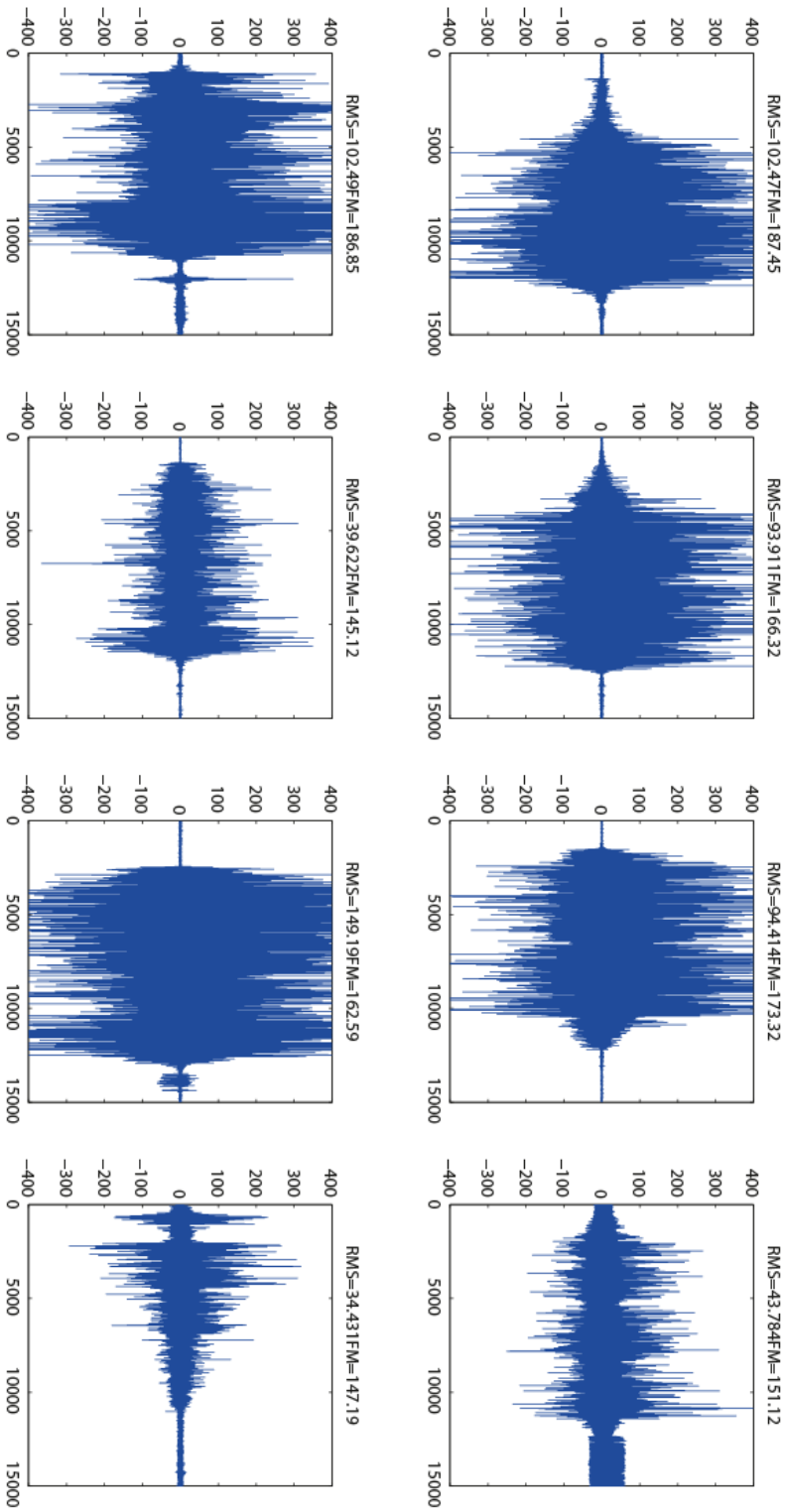


Amputado - Membro normal- ST - Extensão 60°

RMS (μV) e Fmed (Hz)



Amputado - Membro normal- BF - Extensão 60°

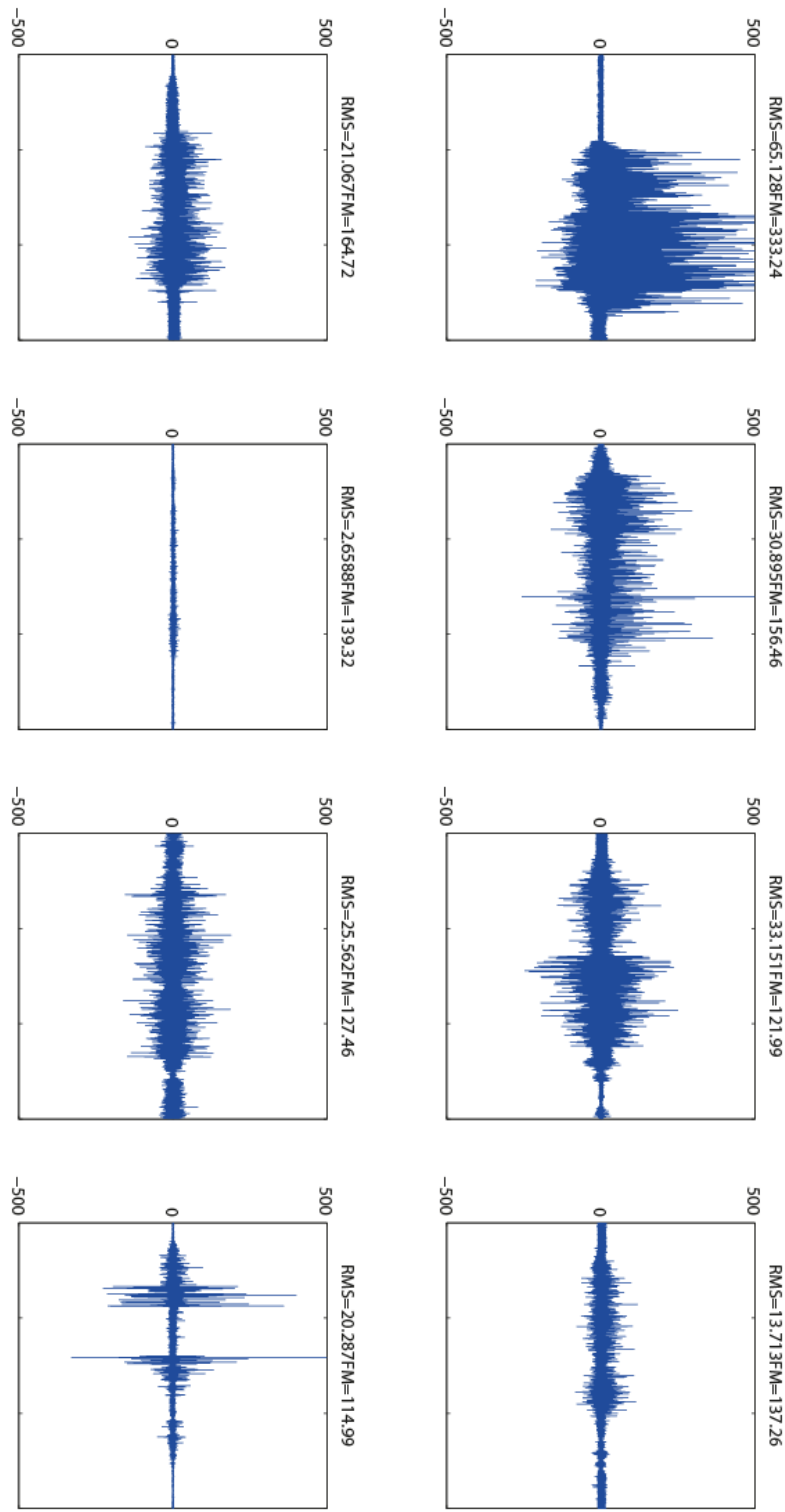


RMS (µV) e Fmed (Hz)

Indivíduos normais em extensão de 60°

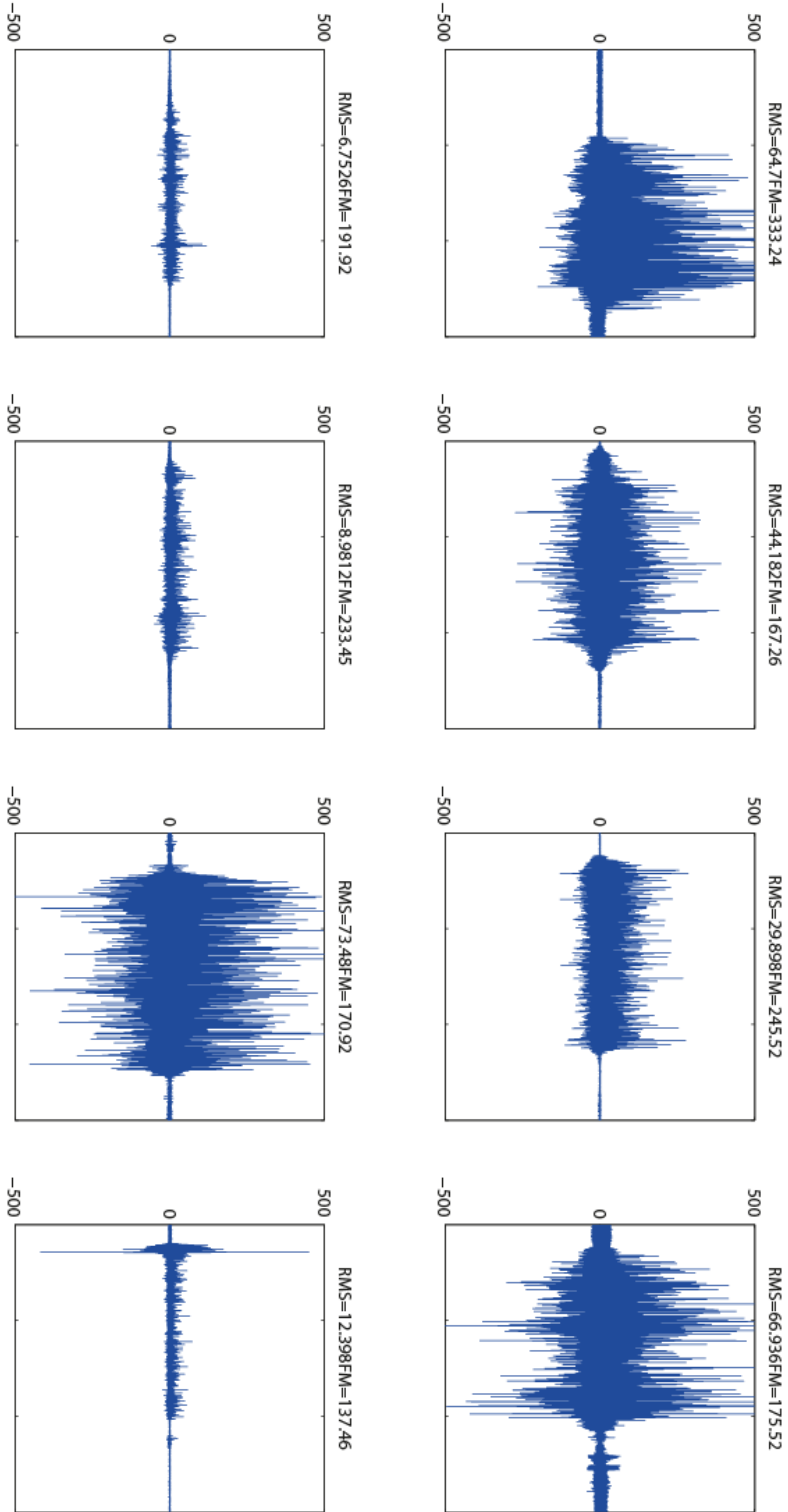
Indivíduos normais - RF -Extensão 60°

RMS (μV) e Fmed (Hz)



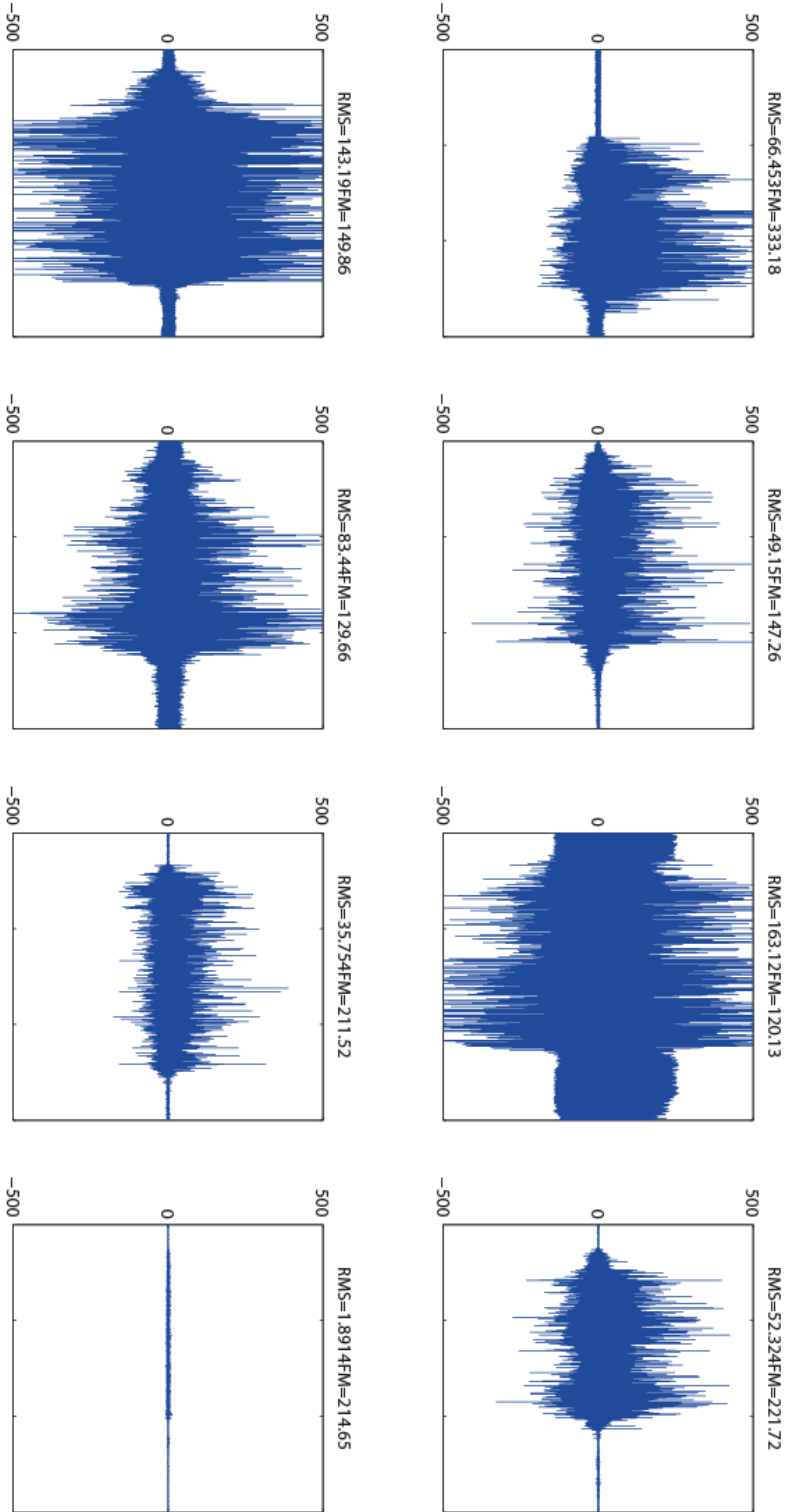
Indivíduos normais - ST -Extensão 60°

RMS (μV) e Fmed (Hz)



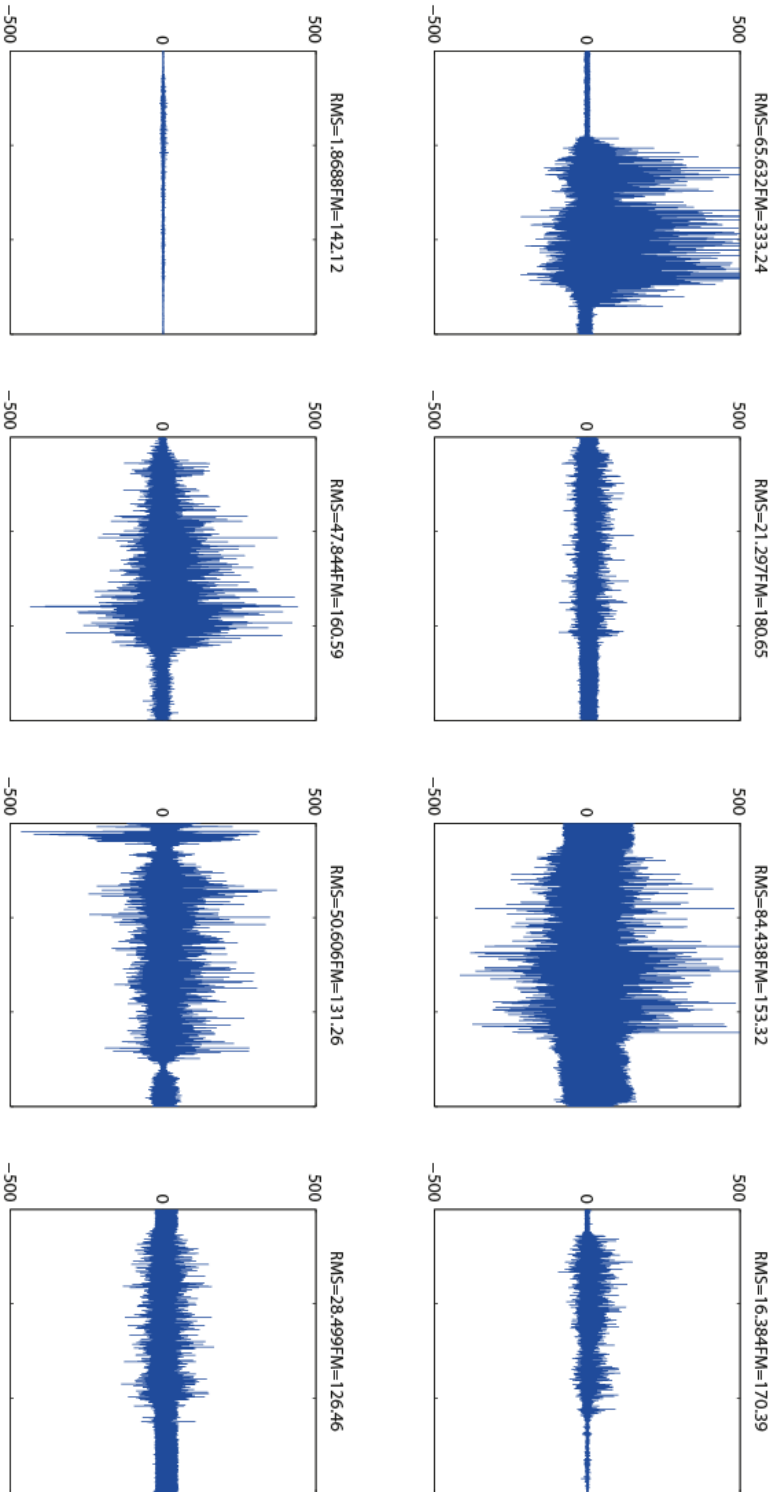
Indivíduos normais - BF -Extensão 60°

RMS (μV) e Fmed (Hz)



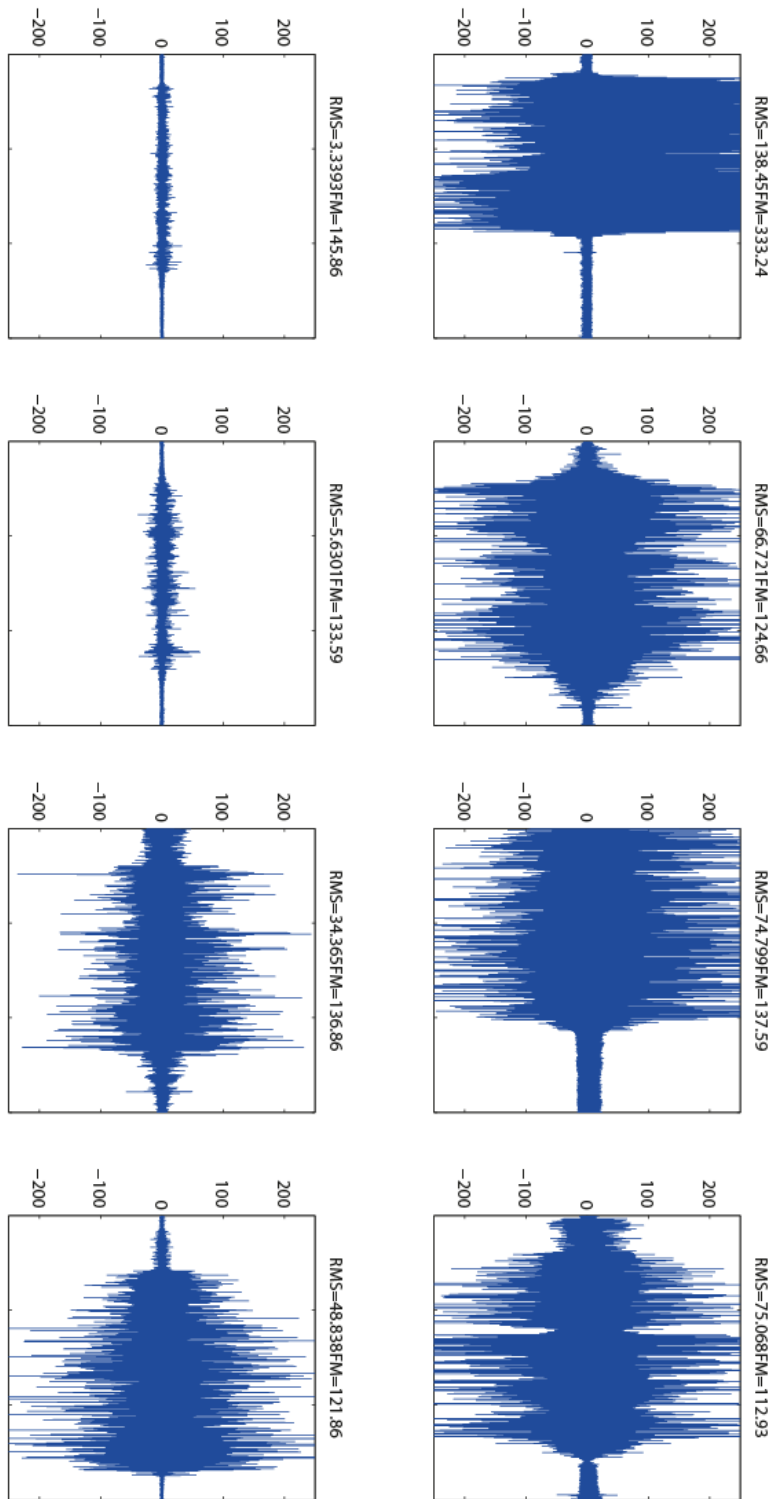
Indivíduos normais - PV -Extensão 60°

RMS (μ V) e Fmed (Hz)

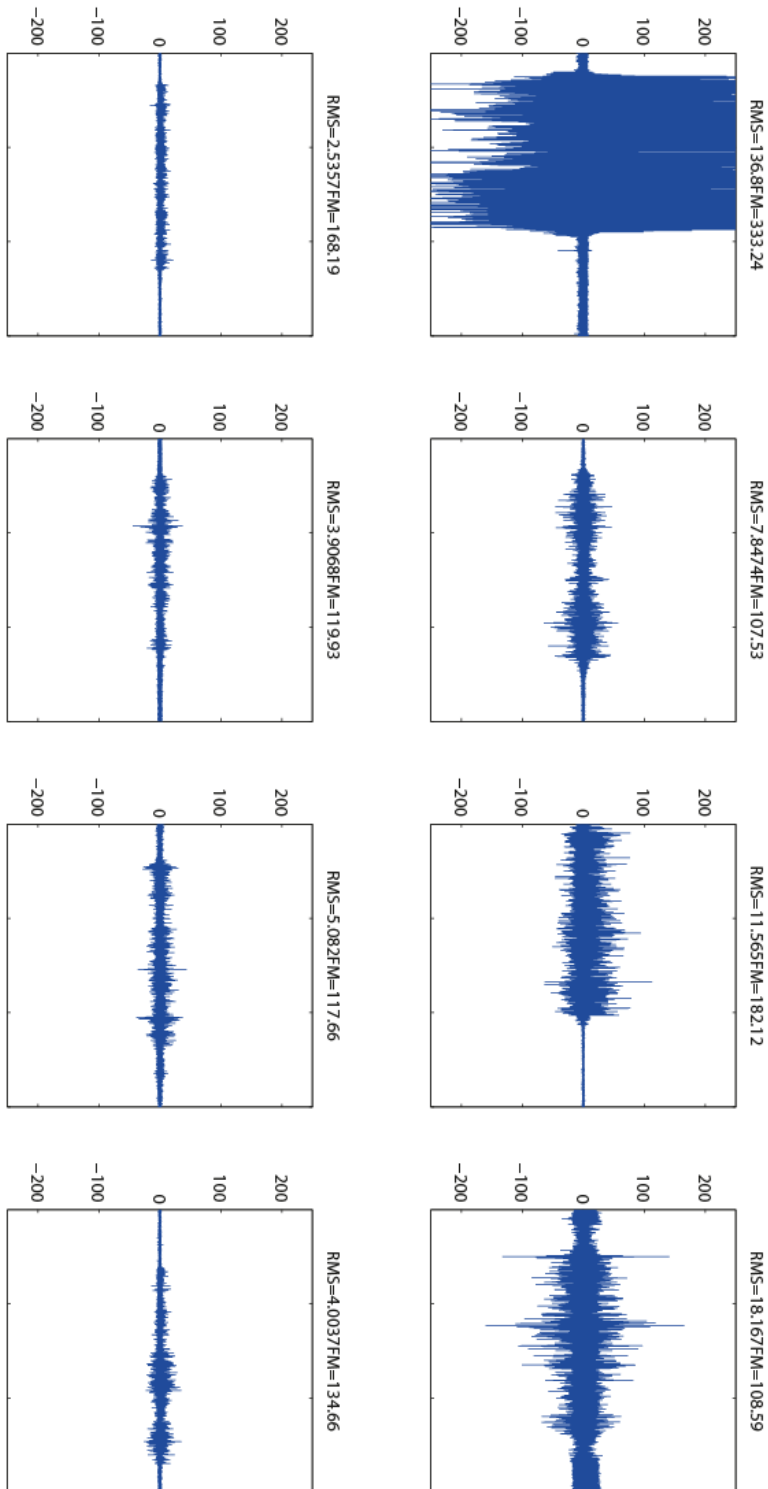


Indivíduos normais - RF - Flexão 60°

RMS (μV) e Fmed (Hz)



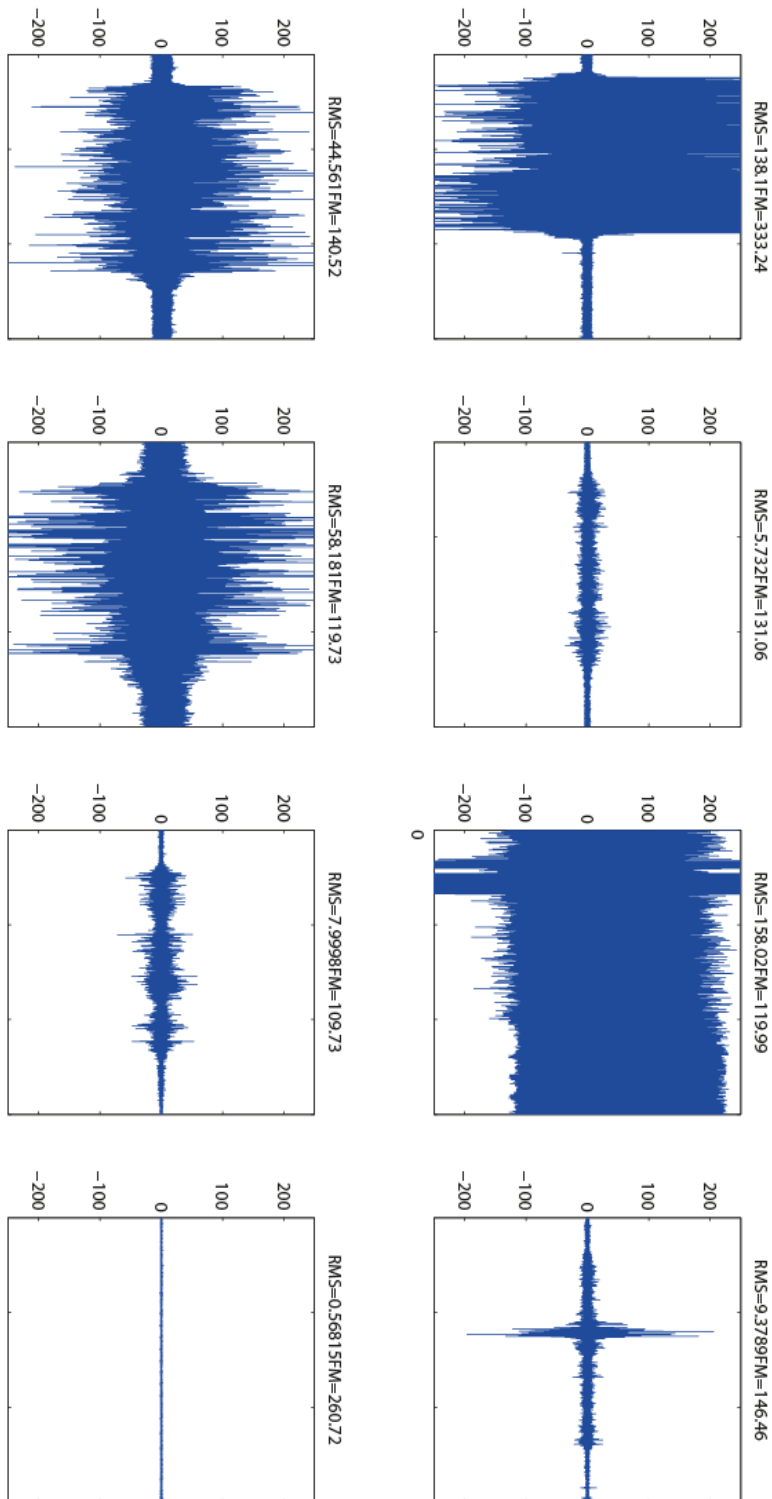
Indivíduos normais - BF - Flexão 60°



RMS(µV) e Fmed (Hz)

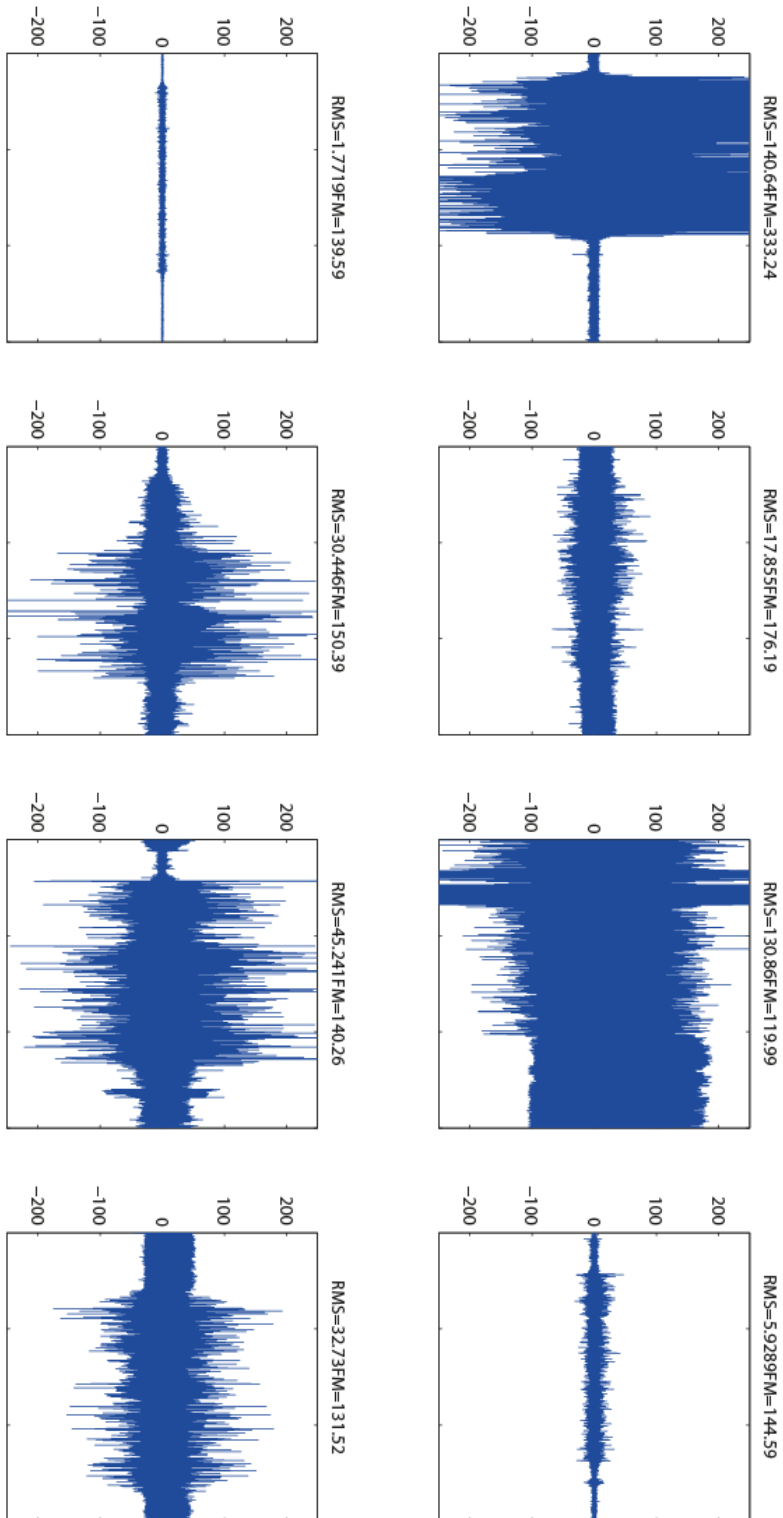
Indivíduos normais - ST - Flexão 60°

RMS(μ V) e Fmed (HZ)

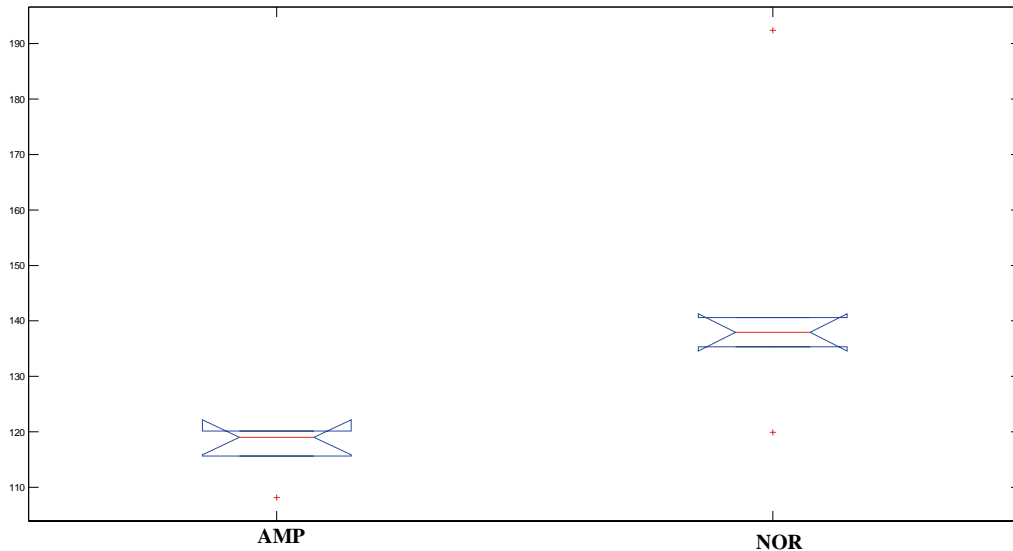


Indivíduos normais - PV - Flexão 60°

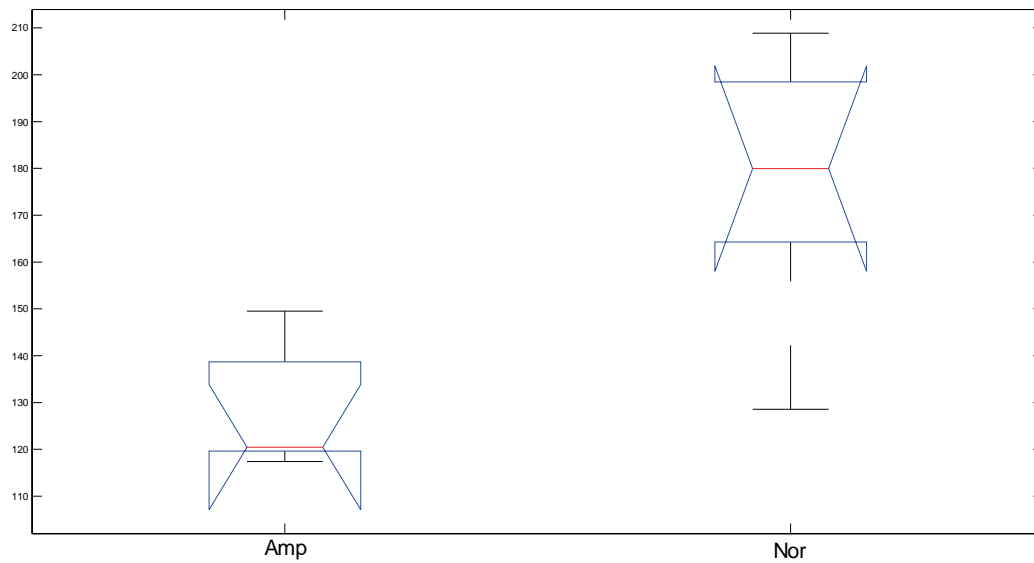
RMS(μ V)e Fmed (HZ)



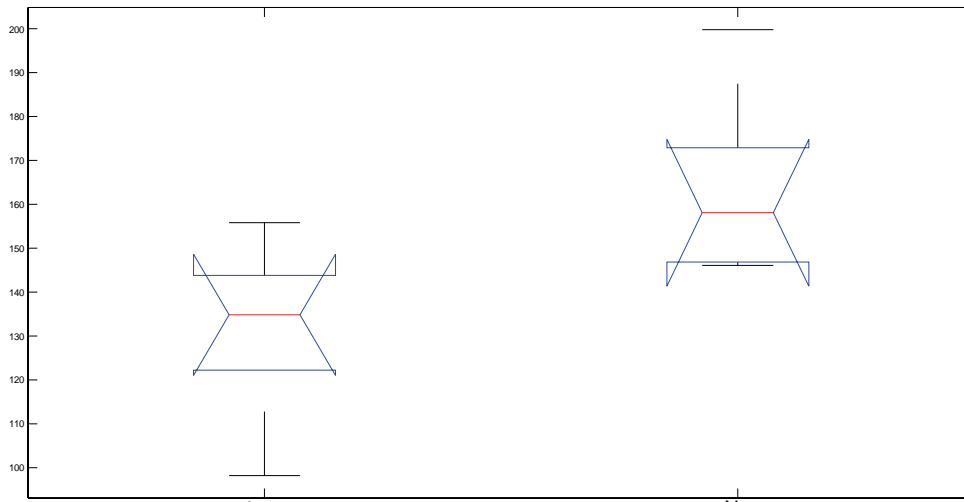
Gráficos ANOVA Fmed (Hz) – Intra-individuos Amputados



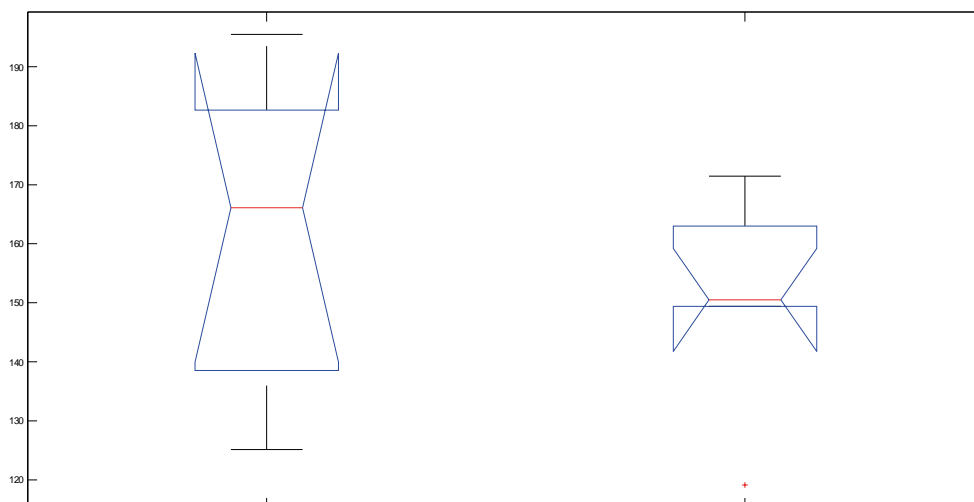
Intra-individuos Fmed - RF 30° EXT



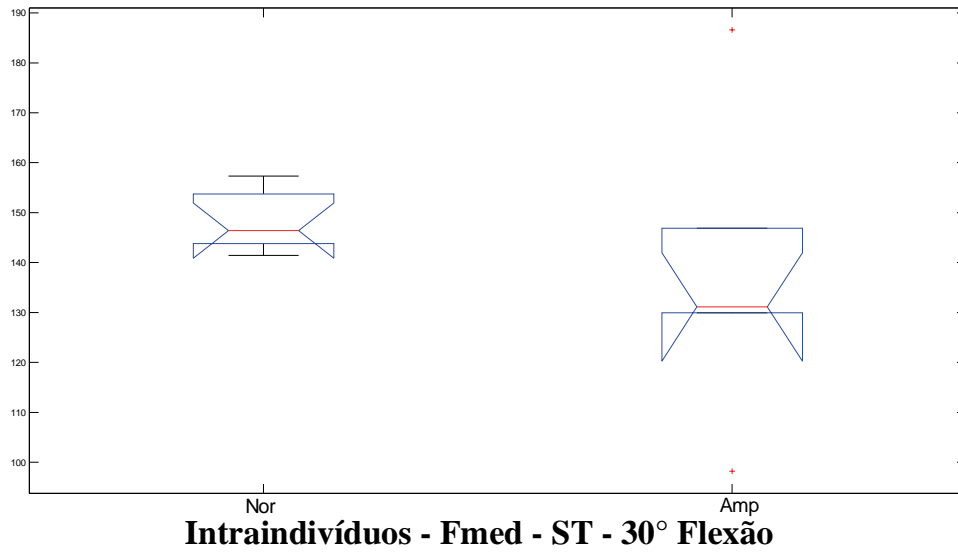
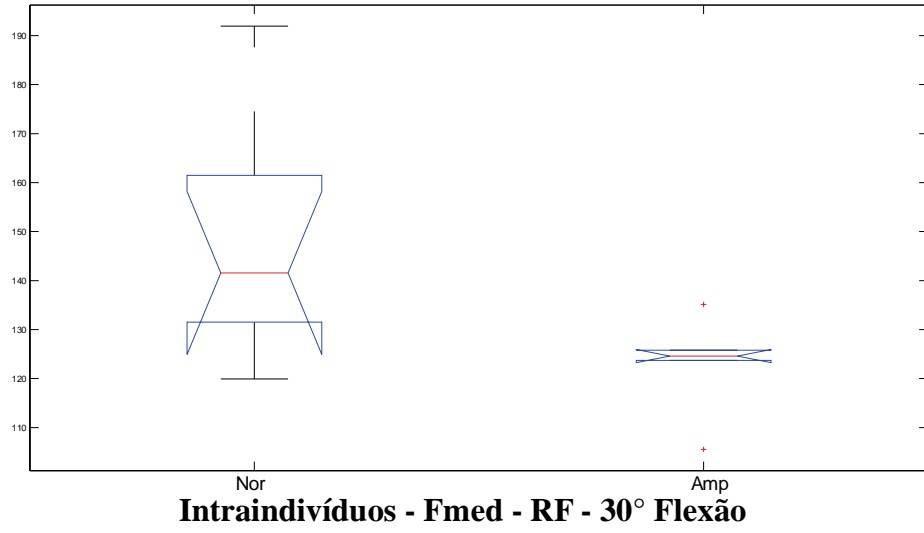
Intra-individuos Fmed - ST 30° EXT

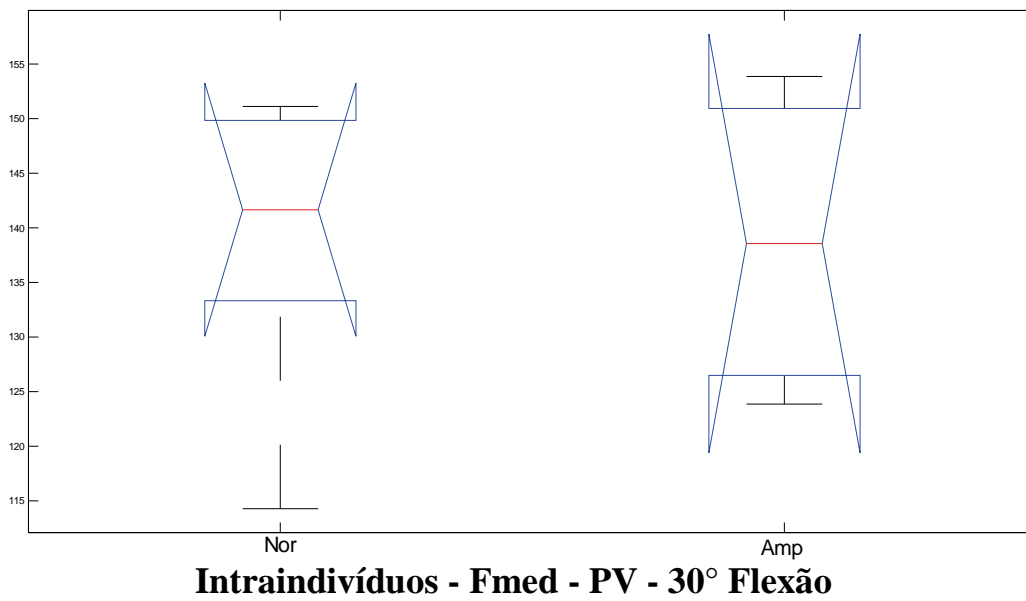
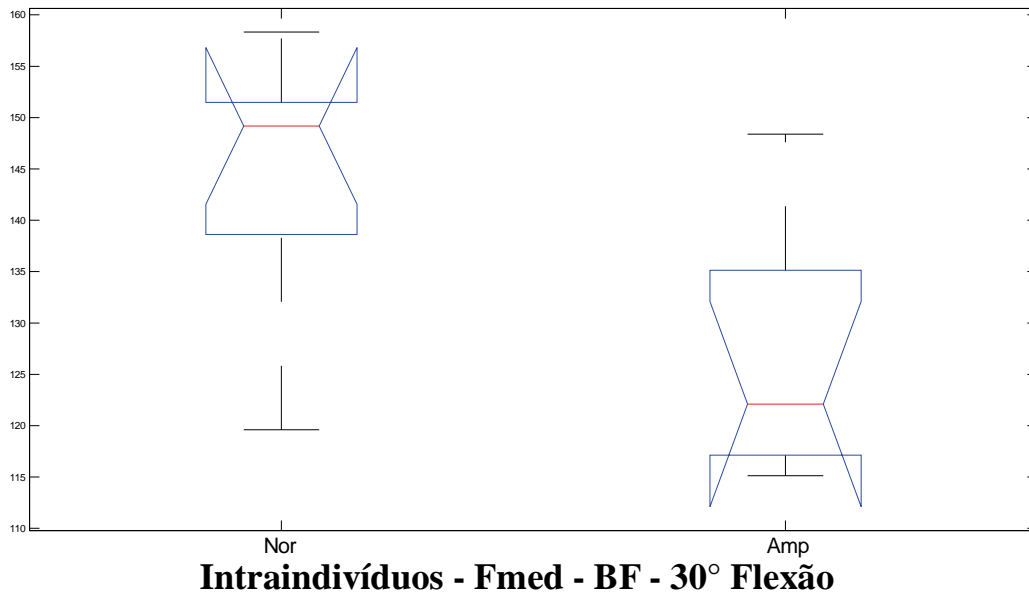


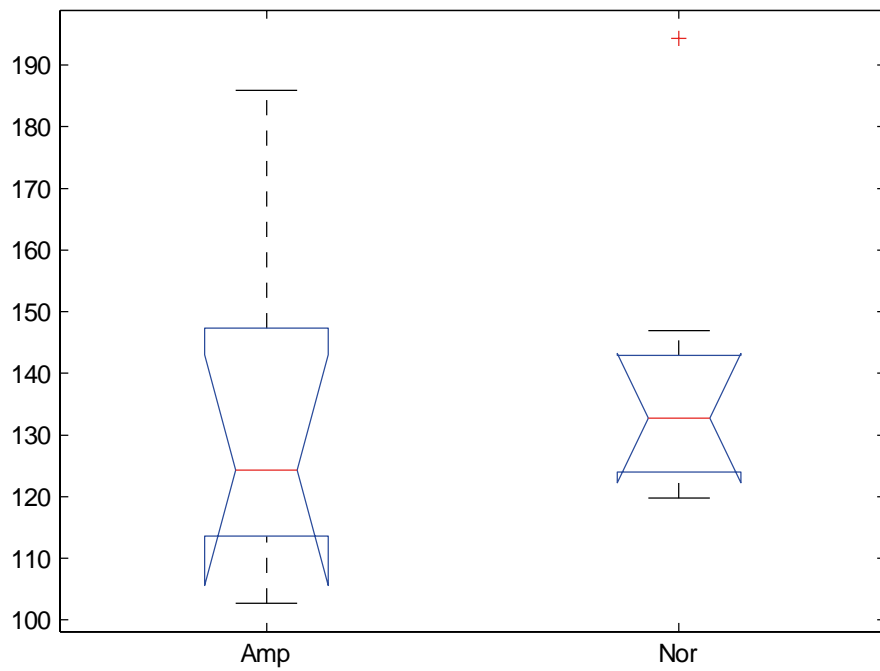
Intra-indivíduos Fmed - BF 30° EXT



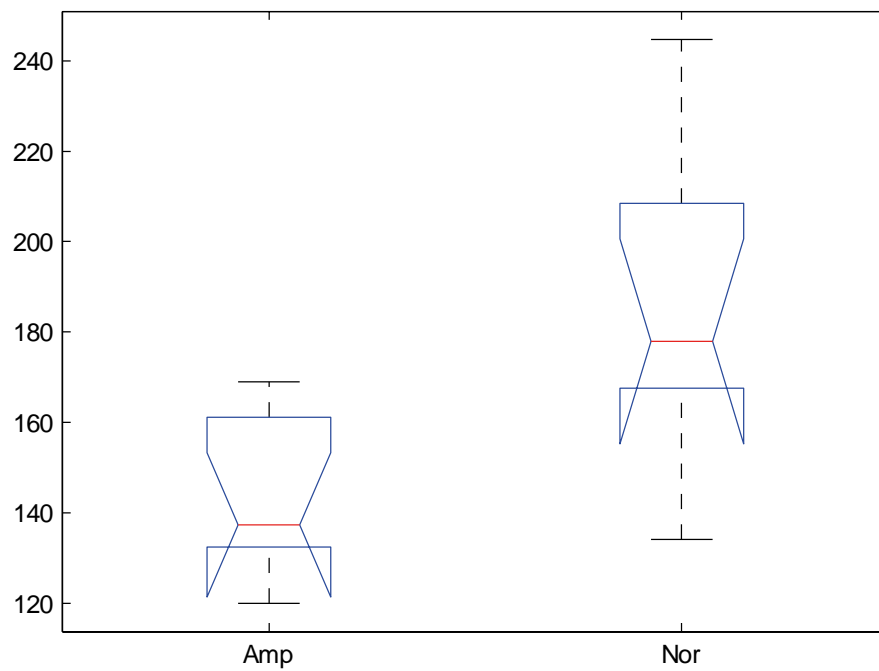
Intra-indivíduos Fmed - PV 30° EXT



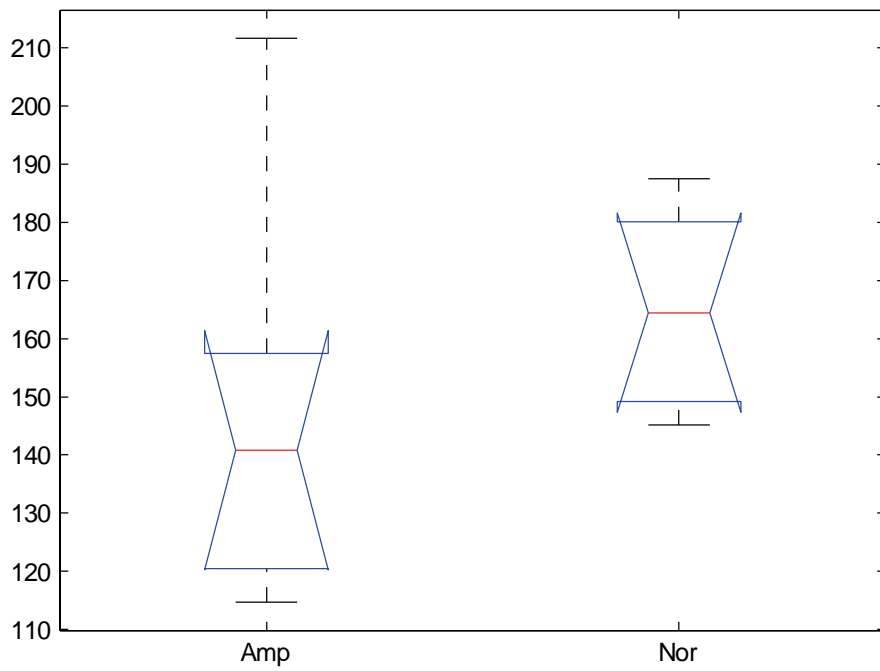




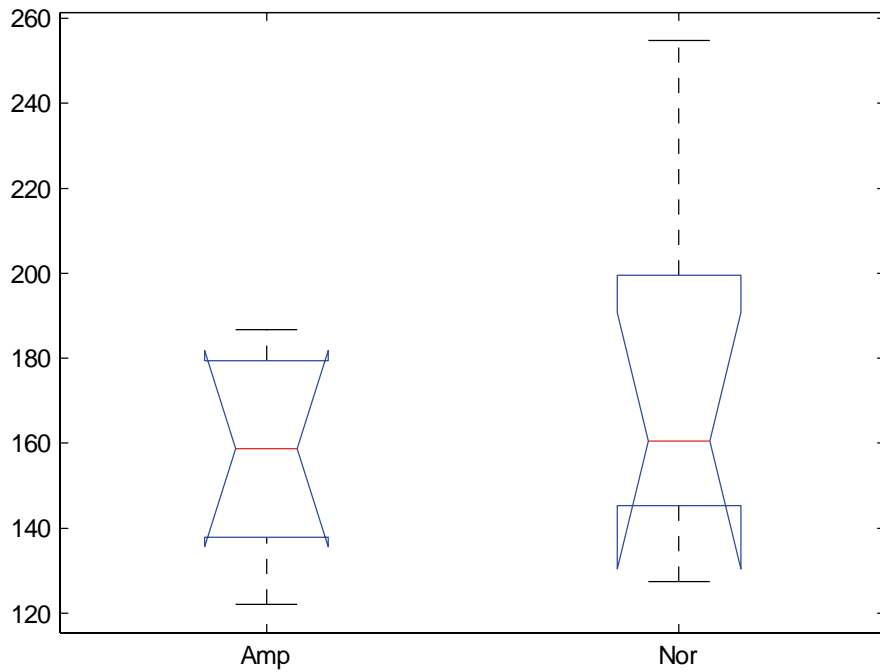
Intra-Amputados - Fmed - RF 60° Flexão



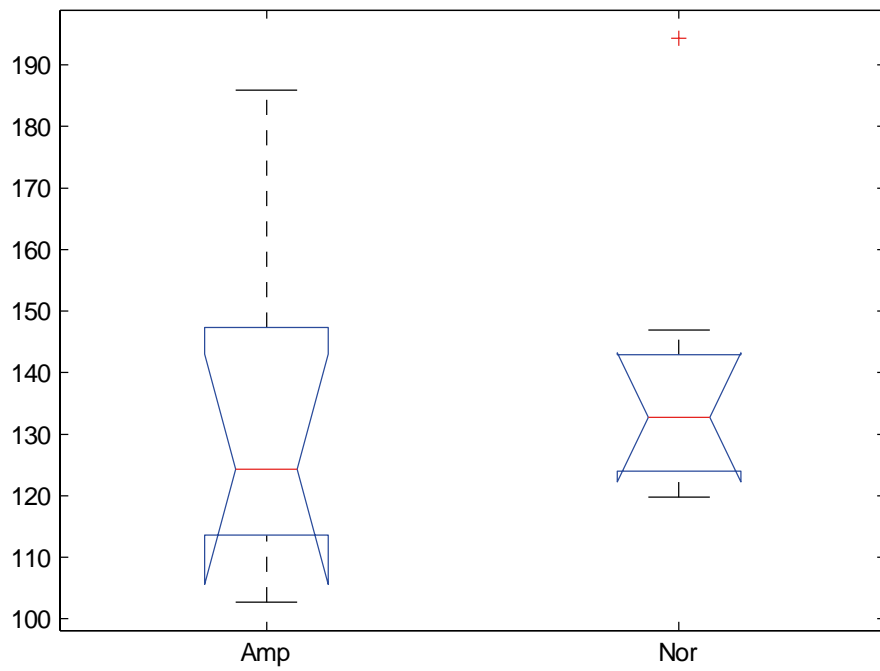
Intra-Amputados - Fmed - ST 60° Flexão



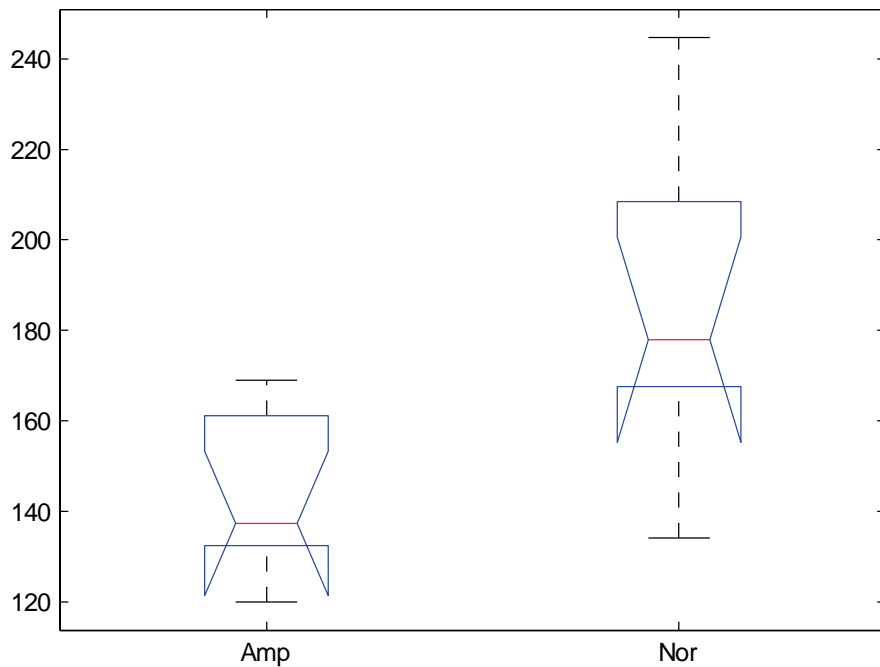
Intra-Amputados - Fmed - BF 60° Flexão



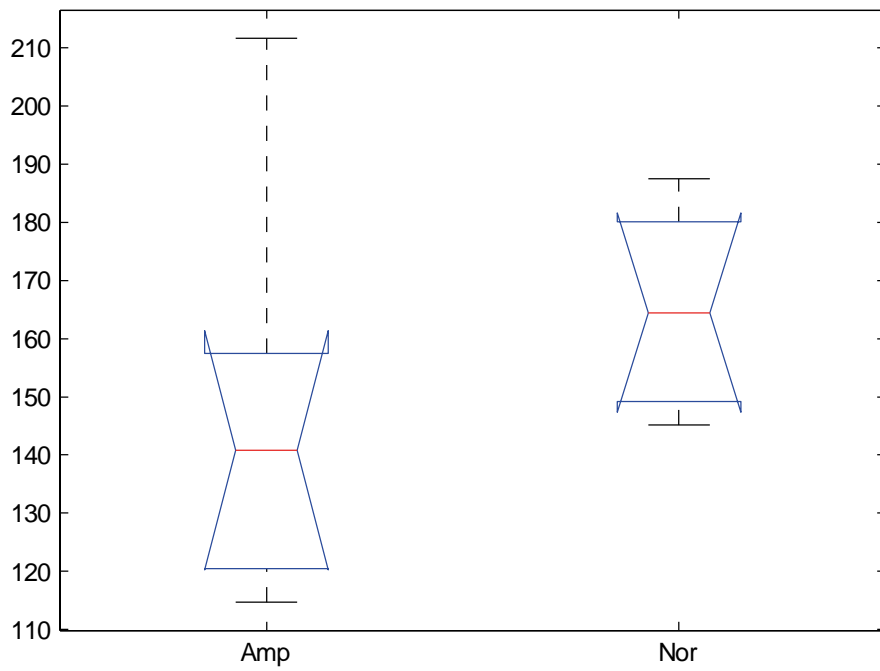
Intra-Amputados - Fmed - PV 60° Flexão



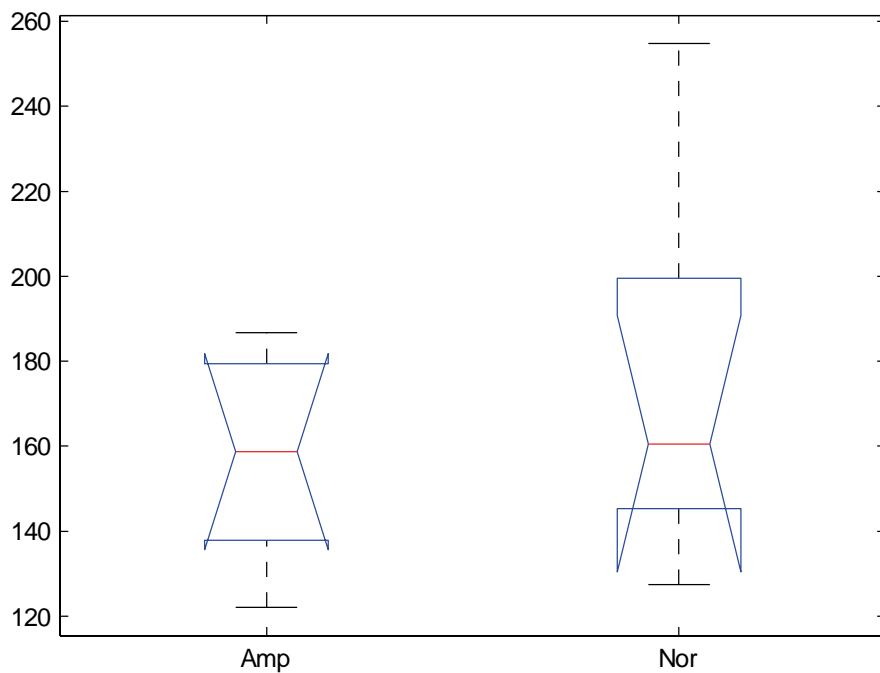
Intra-Amputados - Fmed - RF 60° Extensão



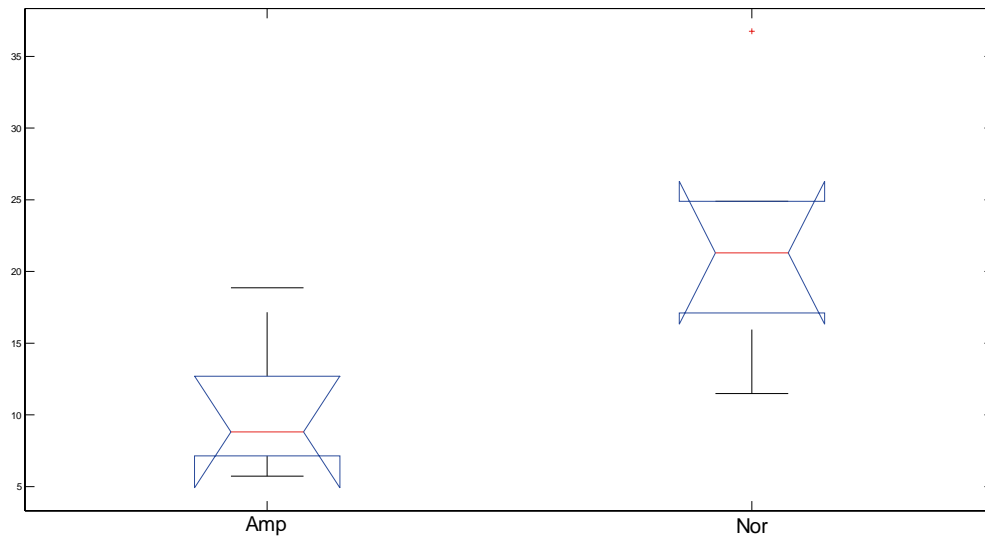
Intra-Amputados - Fmed - ST 60° Extensão



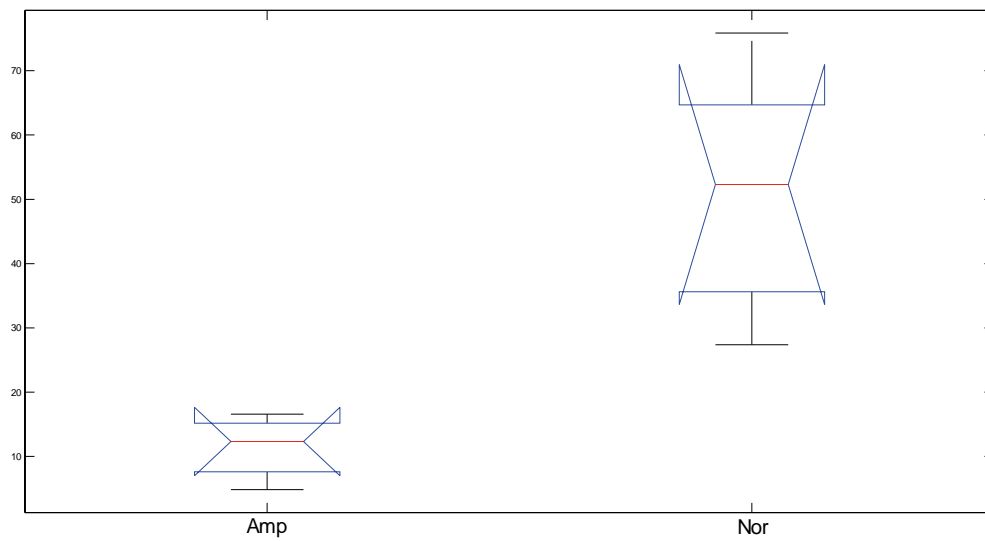
Intra-Amputados - Fmed - BF 60° Extensão



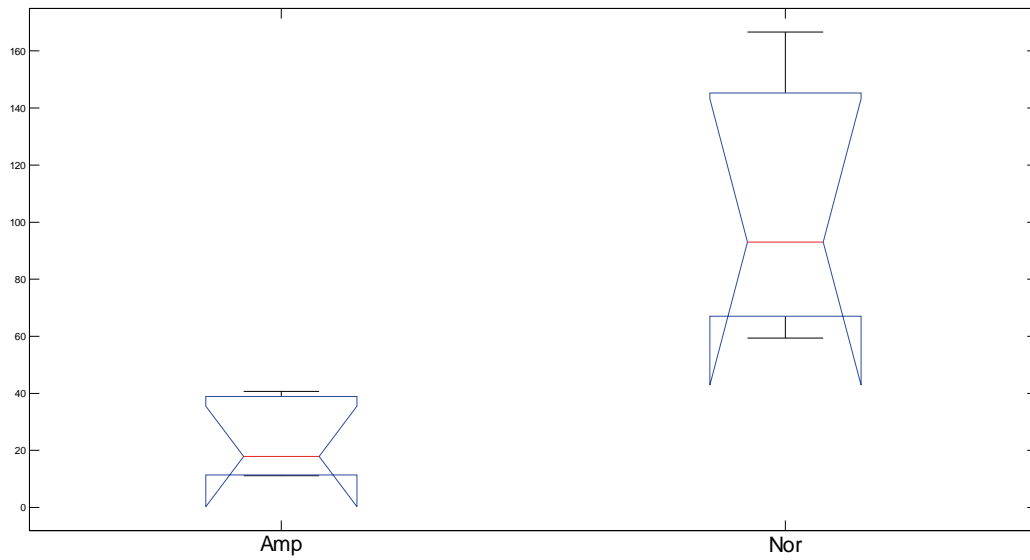
Intra-Amputados - Fmed - PV 60° Extensão



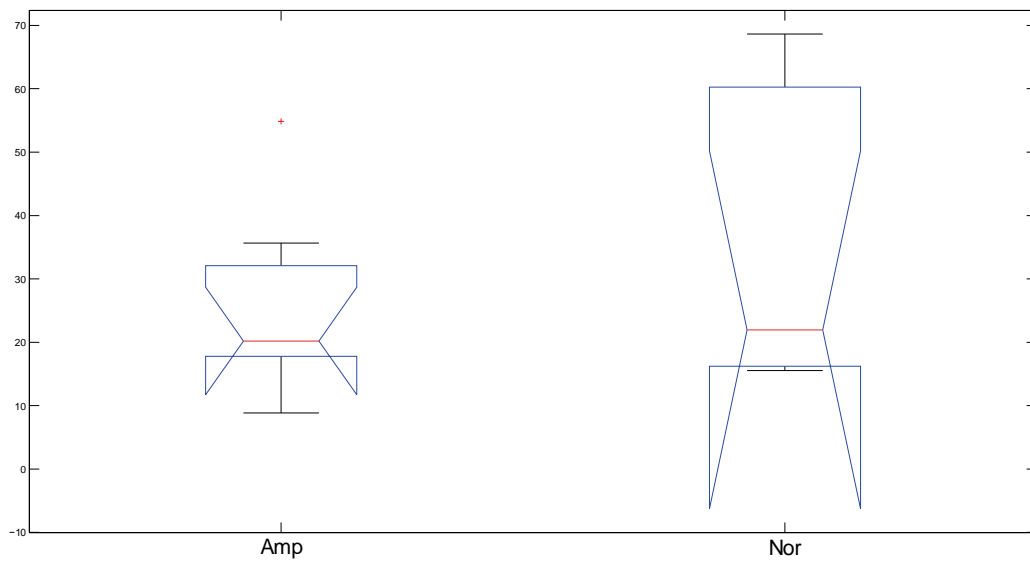
Intra-Amputados - RMS - RF 30° Extensão



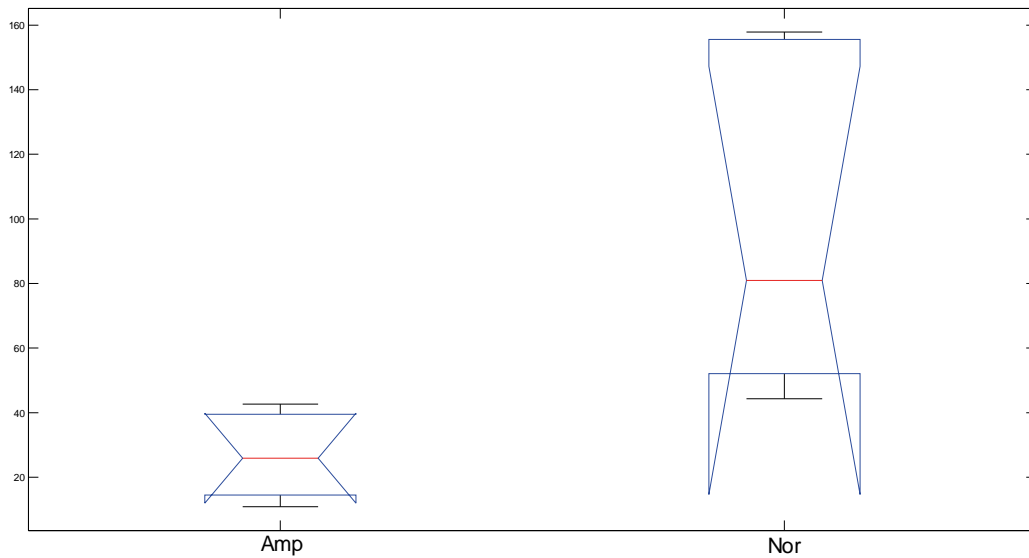
Intra-Amputados - RMS - ST 30° Extensão



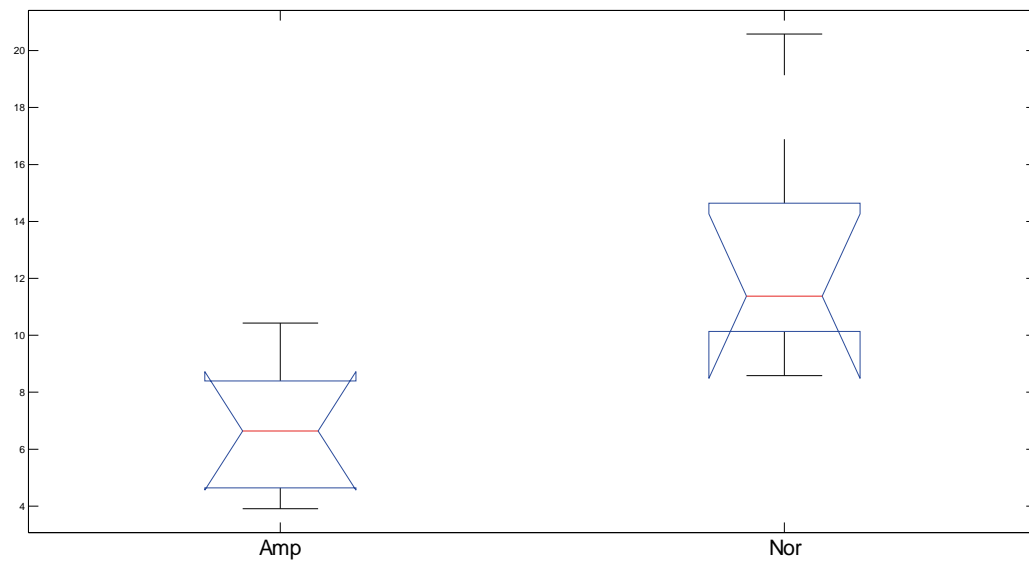
Intra-Amputados - RMS - BF 30° Extensão



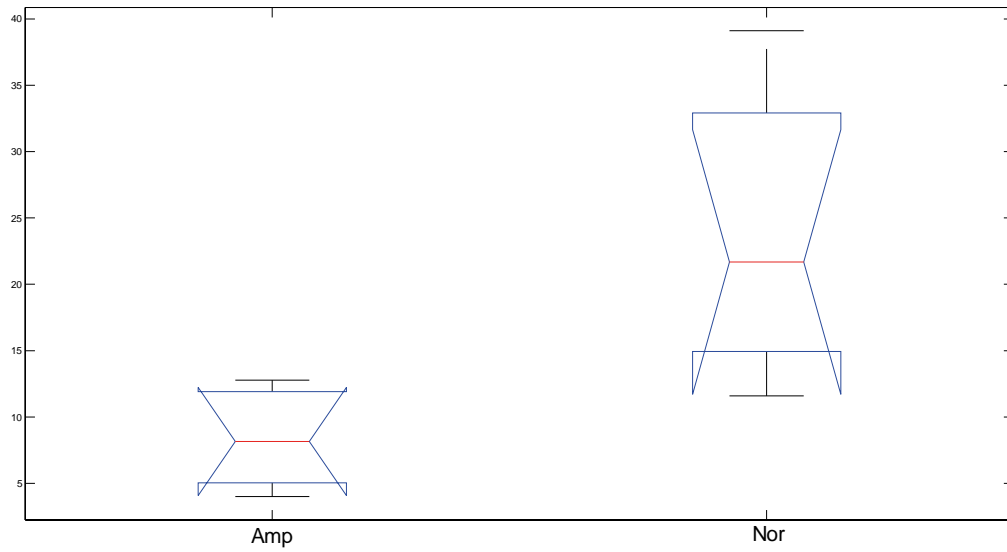
Intra-Amputados - RMS - PV 30° Extensão



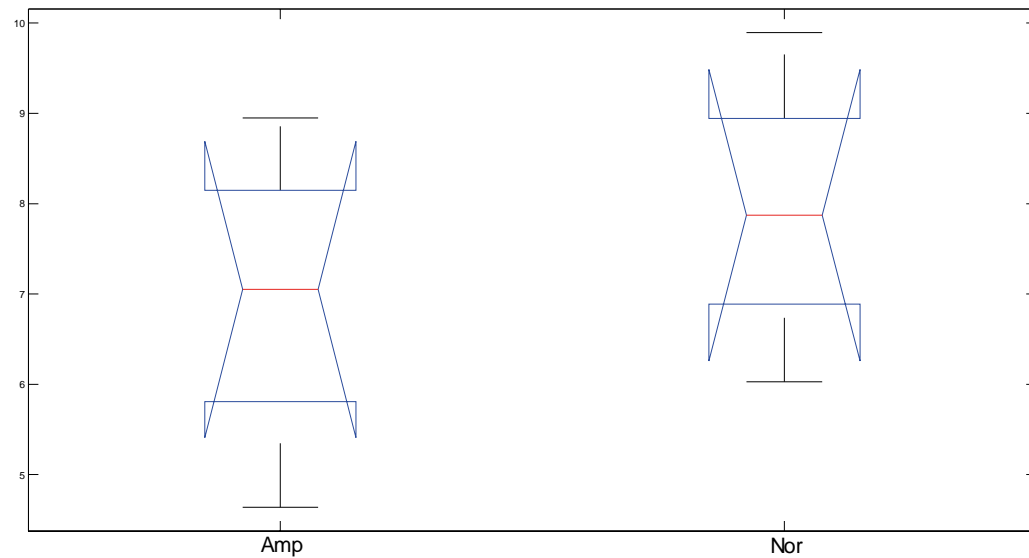
Intra-Amputados - RMS - RF 30° Flexão



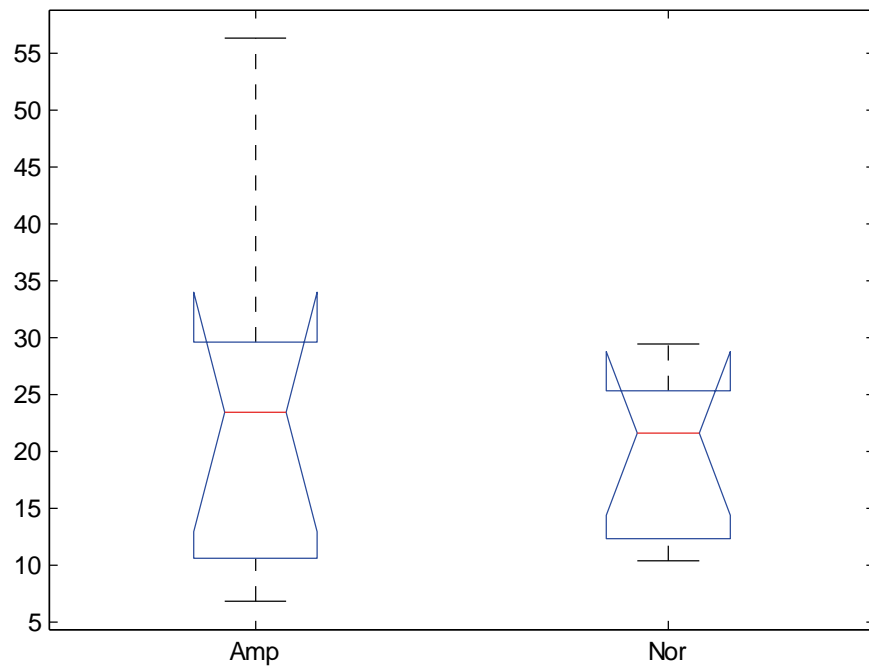
Intra-Amputados - RMS - ST 30° Flexão



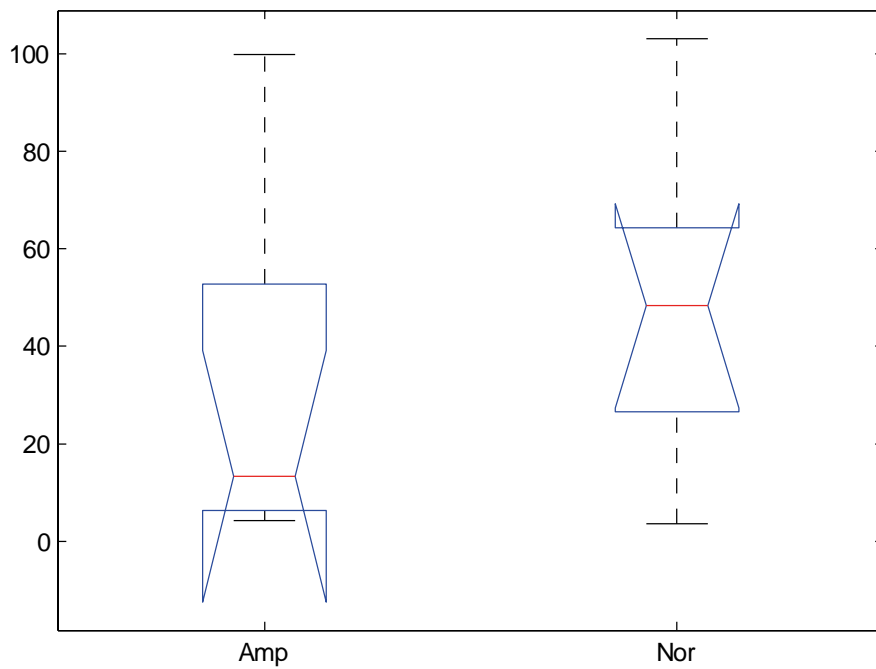
Intra-Amputados - RMS - BF 30° Flexão



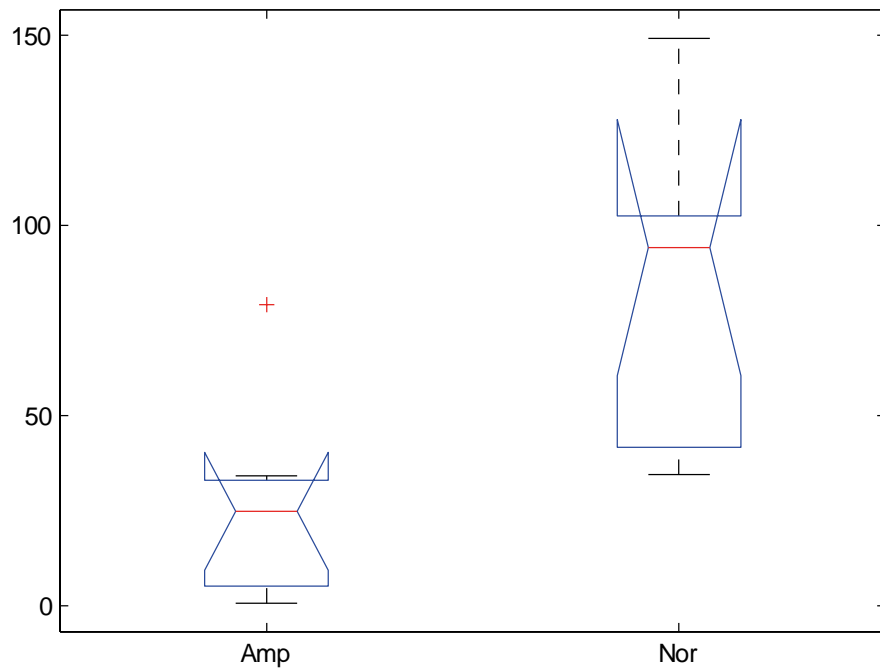
Intra-Amputados - RMS - PV 30° Flexão



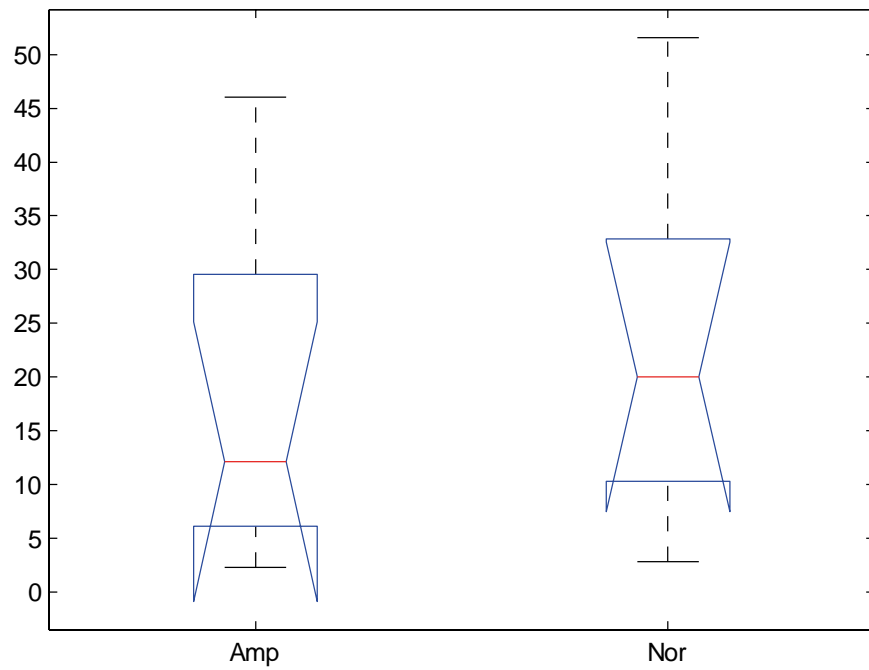
Intra-Amputados - RMS - RF 60° Flexão



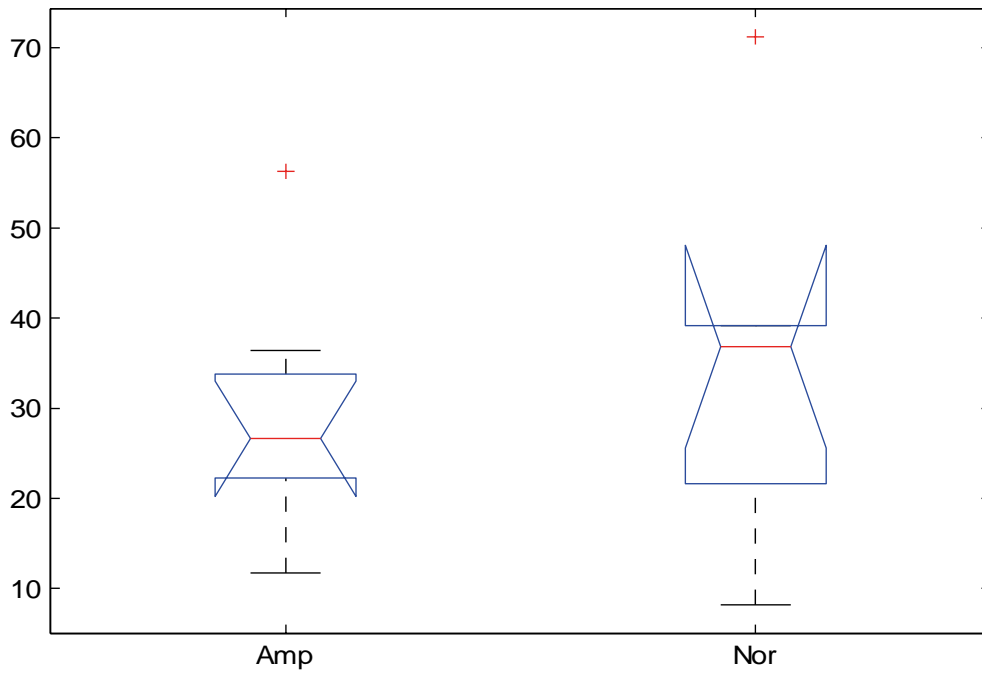
Intra-Amputados - RMS - ST 60° Flexão



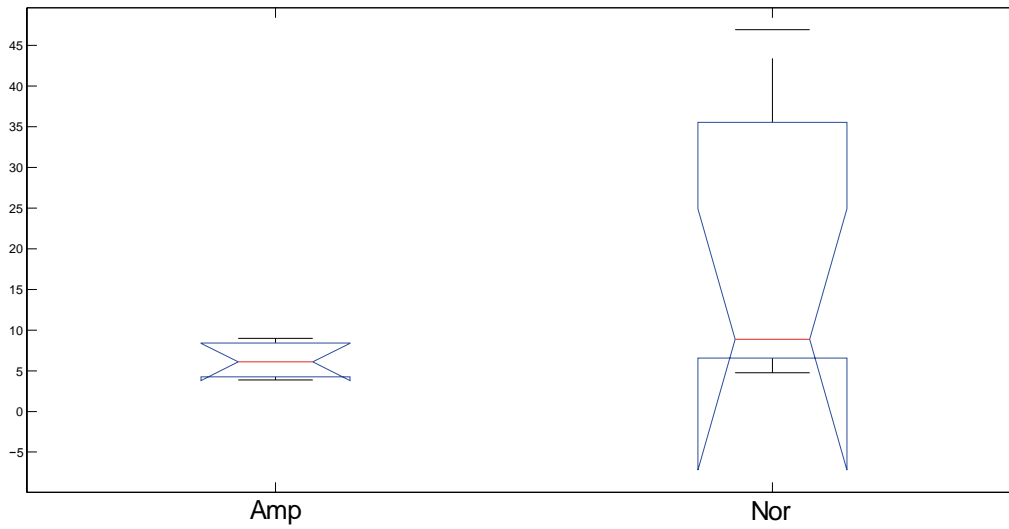
Intra-Amputados - RMS - BF 60° Flexão



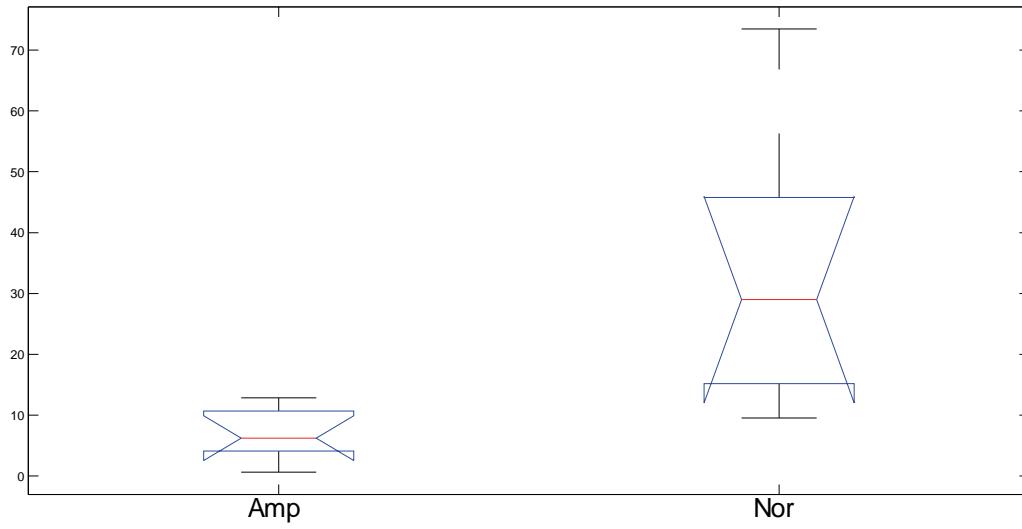
Intra-Amputados - RMS - PV 60° Flexão



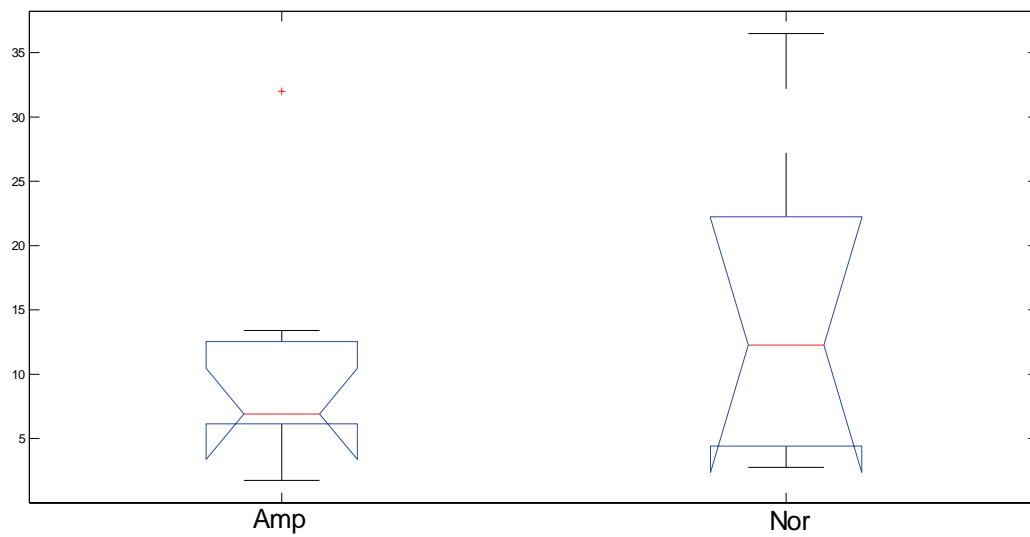
Intra-Amputados - RMS - RF 60° Extensão



Intra-Amputados - RMS - ST 60° Extensão

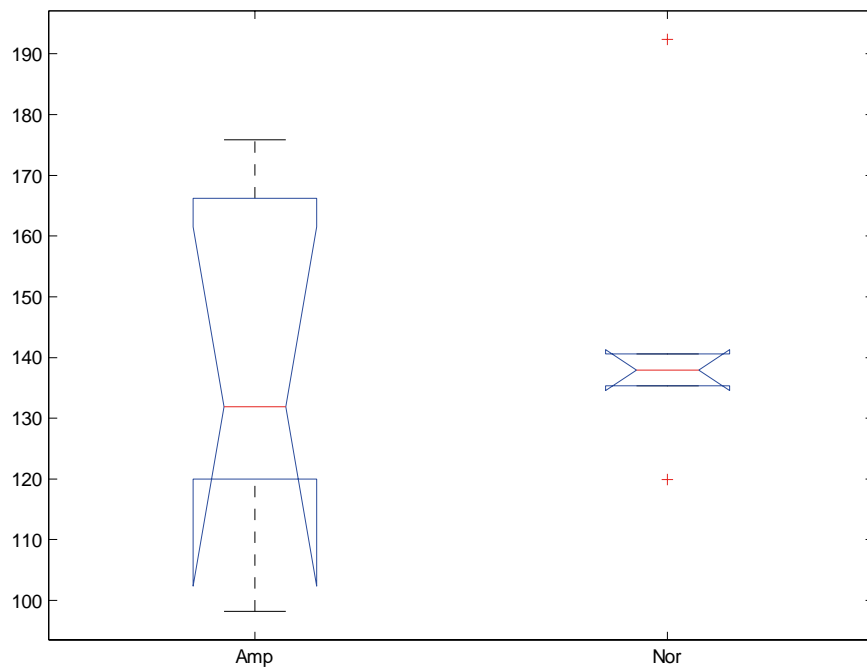


Intra-Amputados - RMS - BF 60° Extensão

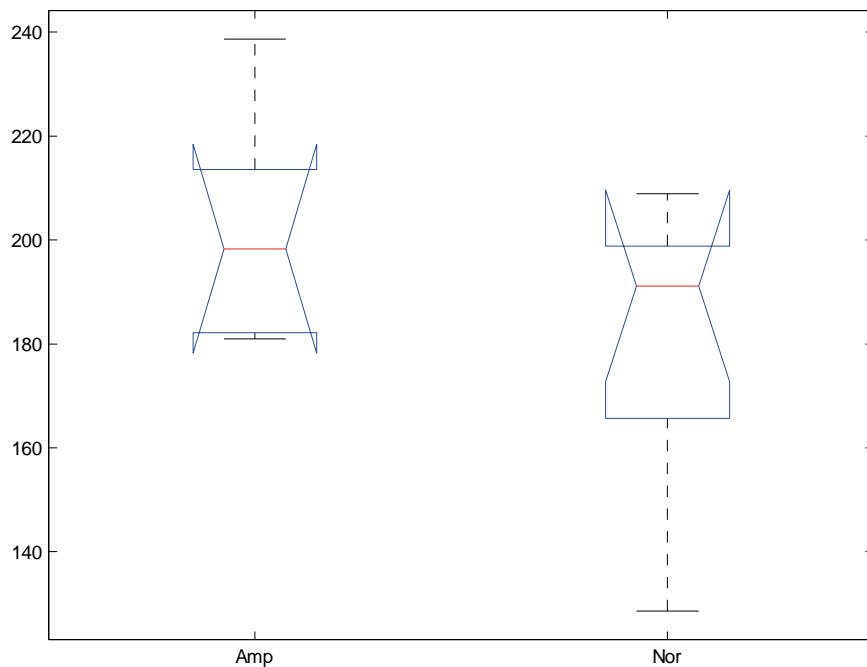


Intra-Amputados - RMS - PV 60° Extensão

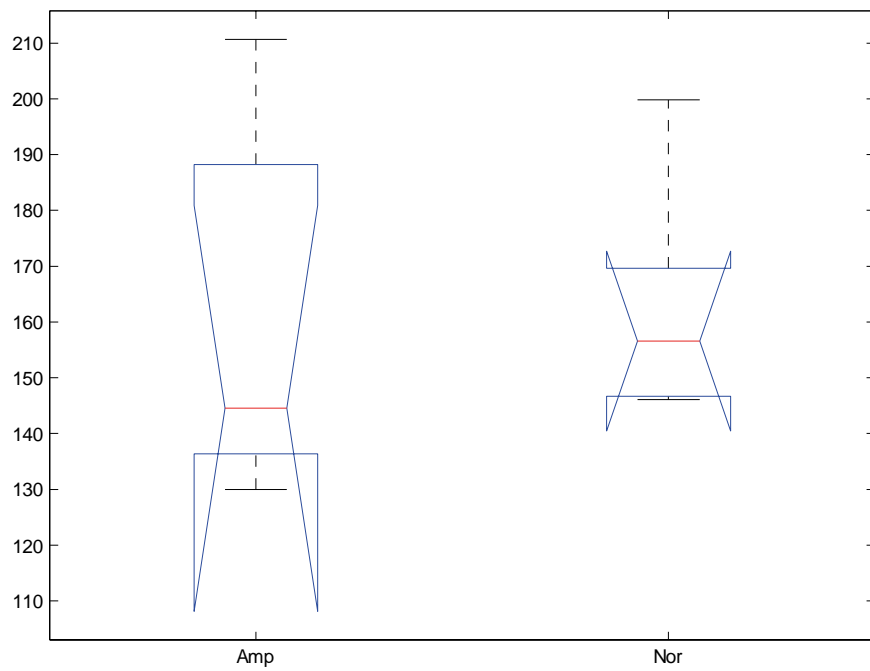
Inter-indivíduos Fmed (Amputados membro saudável e Controle)



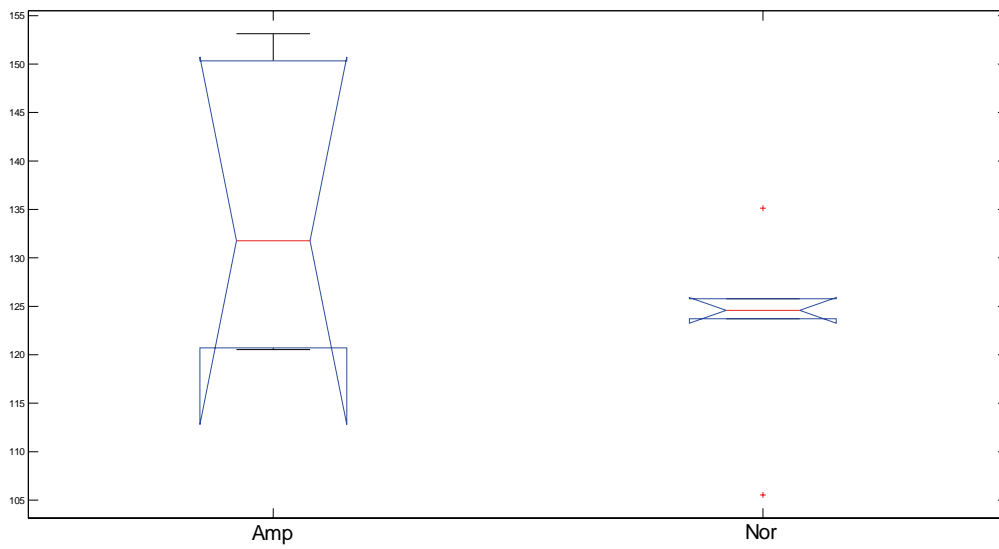
Inter-indivíduos - Fmed - RF 30° Extensão



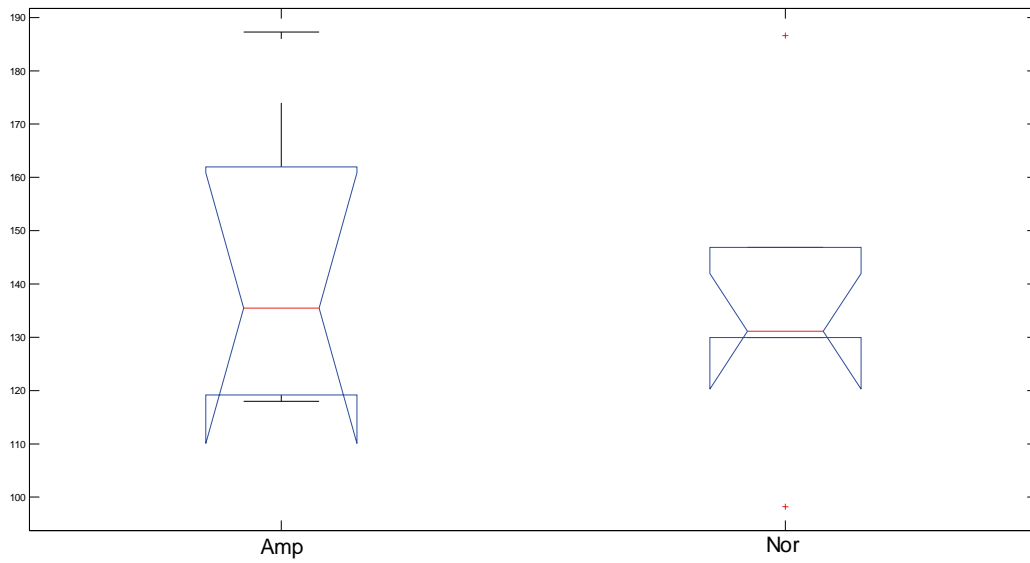
Inter-indivíduos - Fmed - ST 30° Extensão



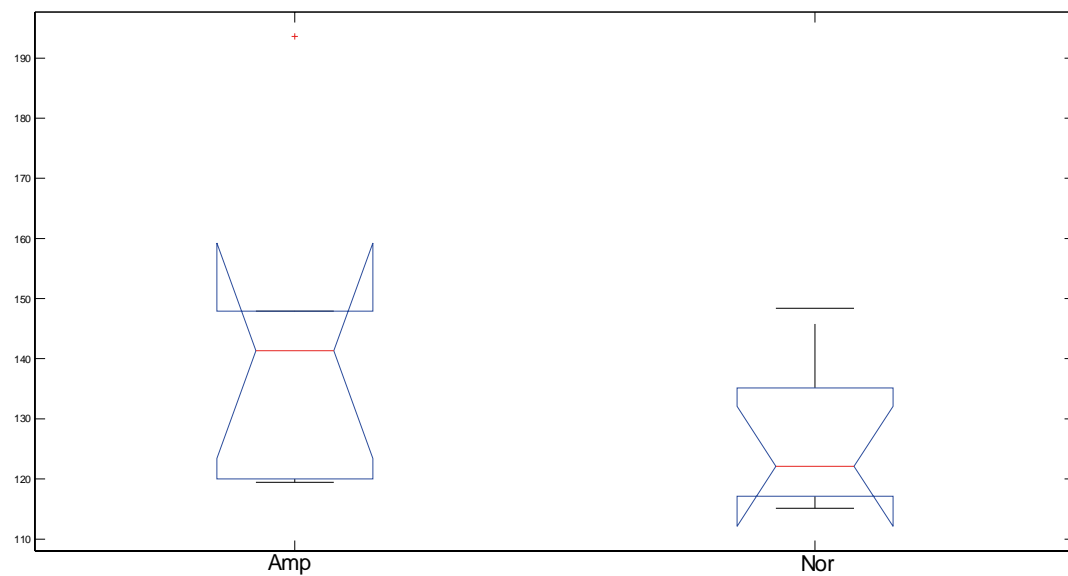
Inter-indivíduos - Fmed - BF 30° Extensão



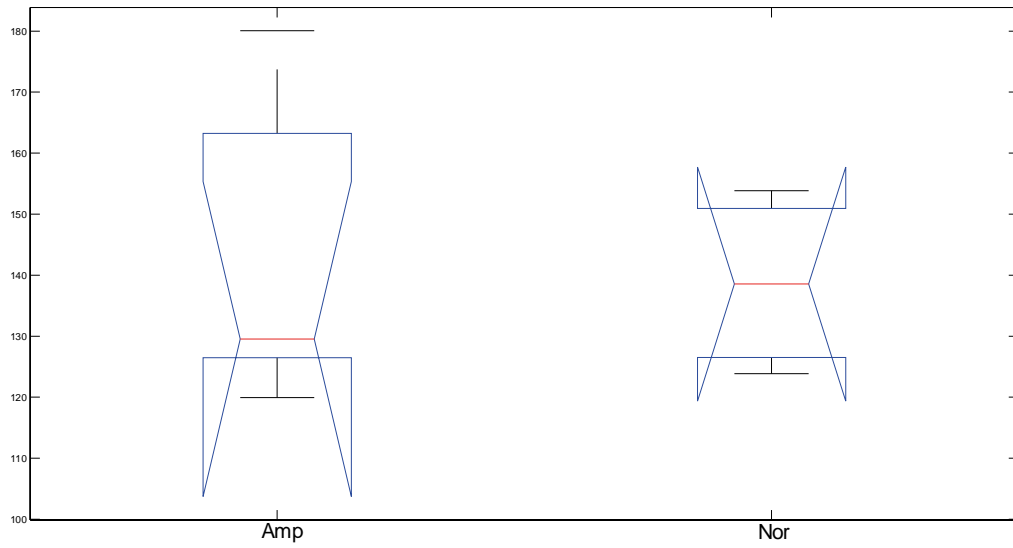
Inter-indivíduos - Fmed - RF 30° Flexão



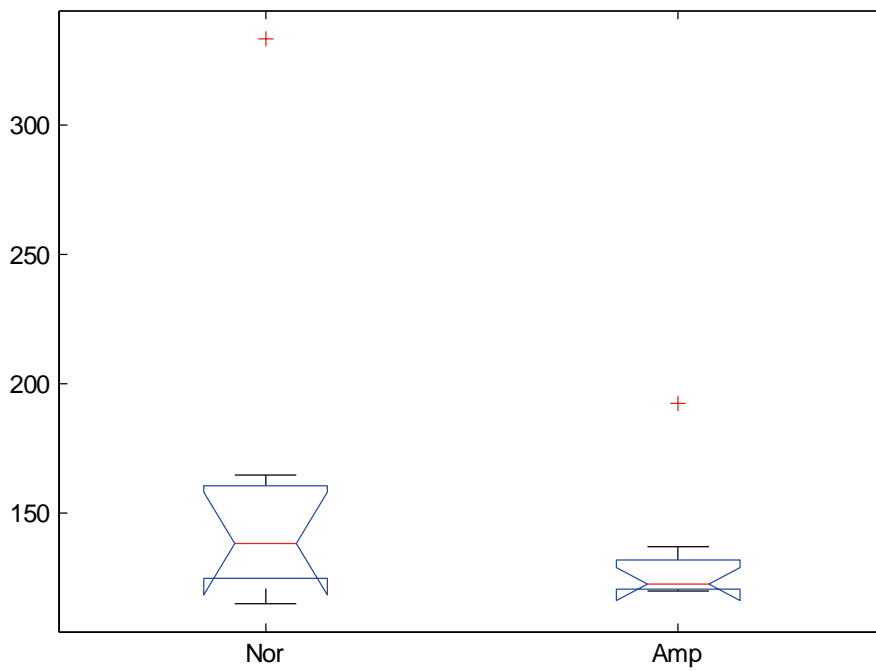
Inter-indivíduos - Fmed - ST 30° Flexão



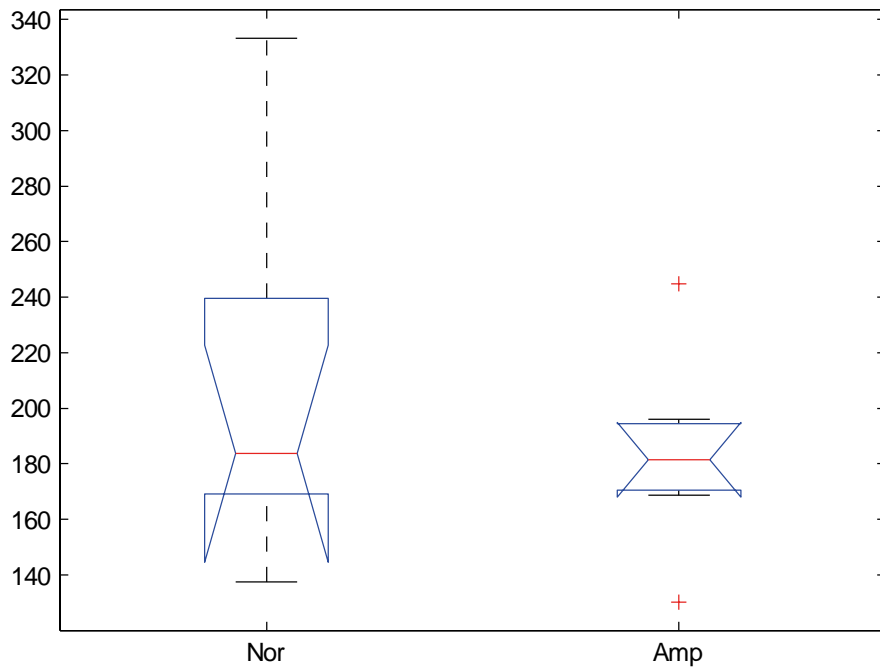
Inter-indivíduos - Fmed - BF 30° Flexão



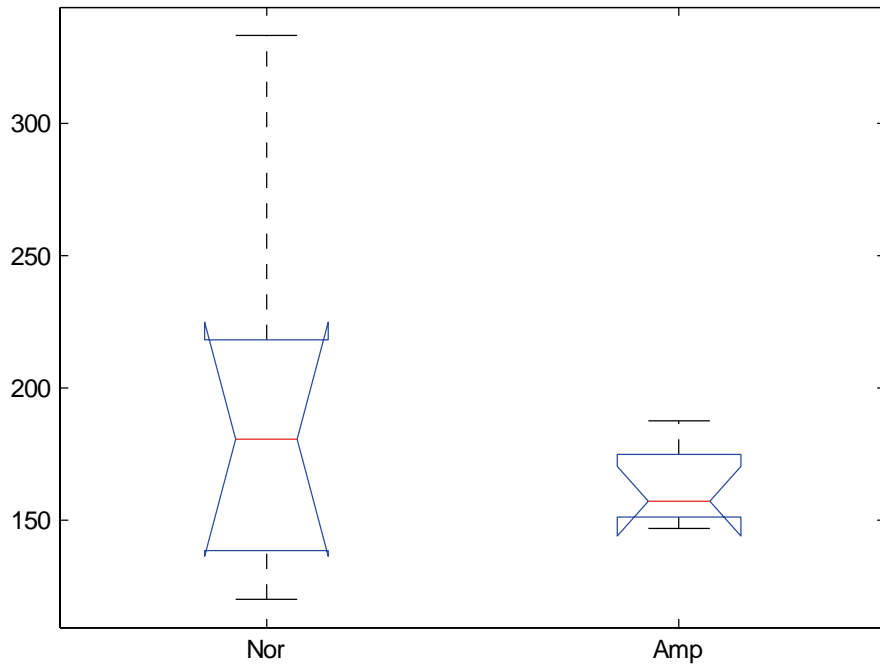
Inter-indivíduos - Fmed - PV 30° Flexão



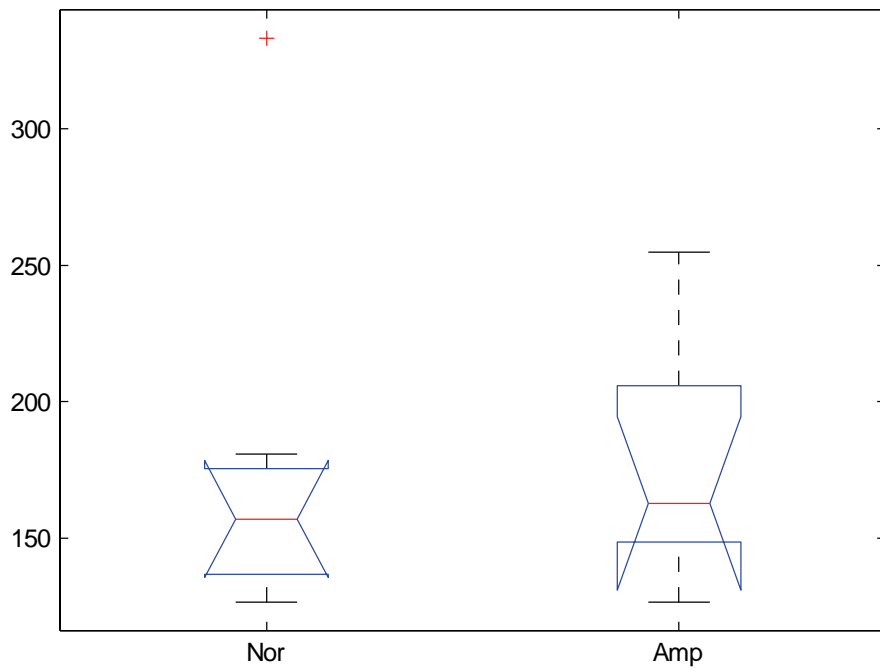
Inter-indivíduos - Fmed - RF 60° Extensão



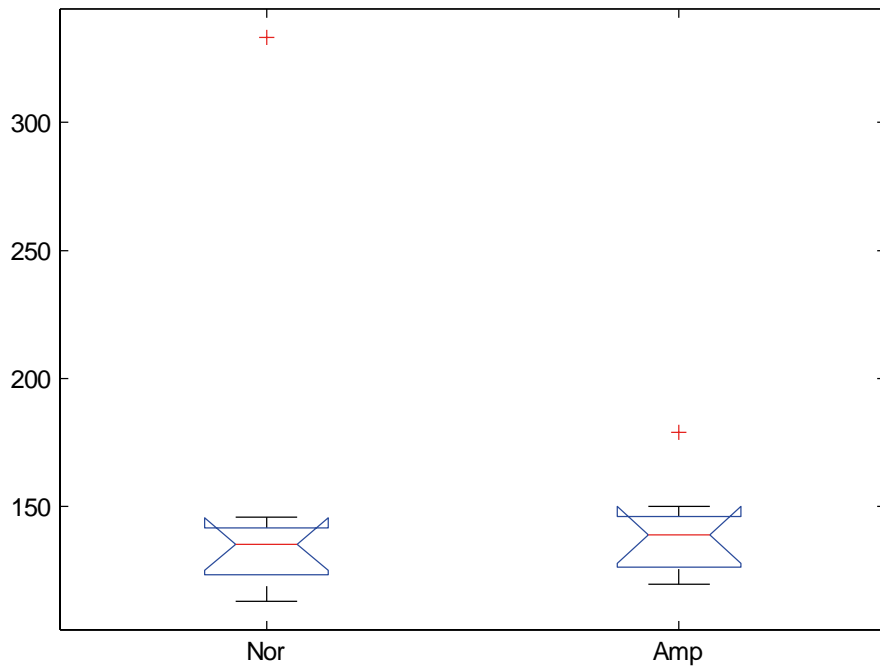
Inter-indivíduos - Fmed - ST| 60° Extensão



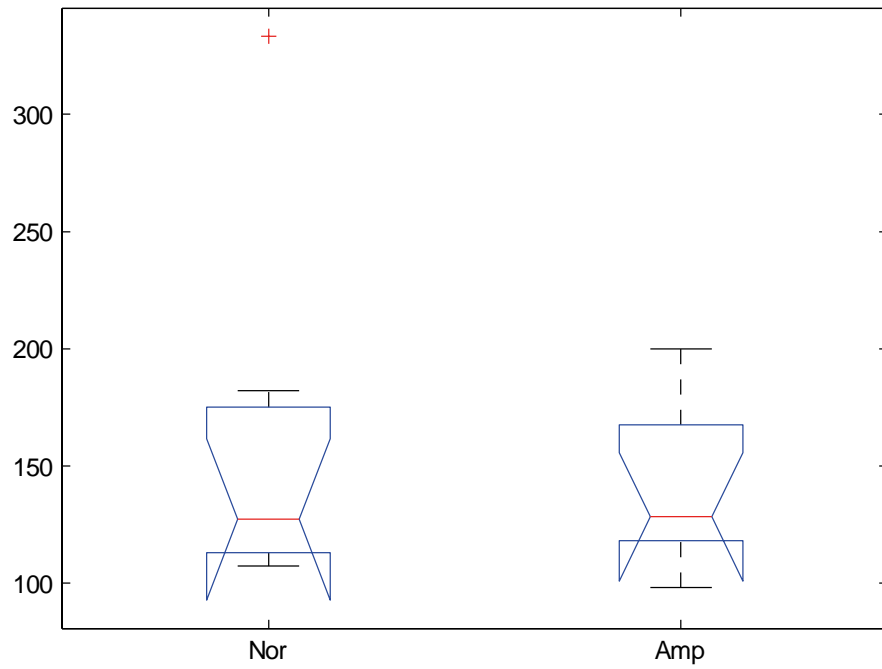
Inter-indivíduos - Fmed - BF 60° Extensão



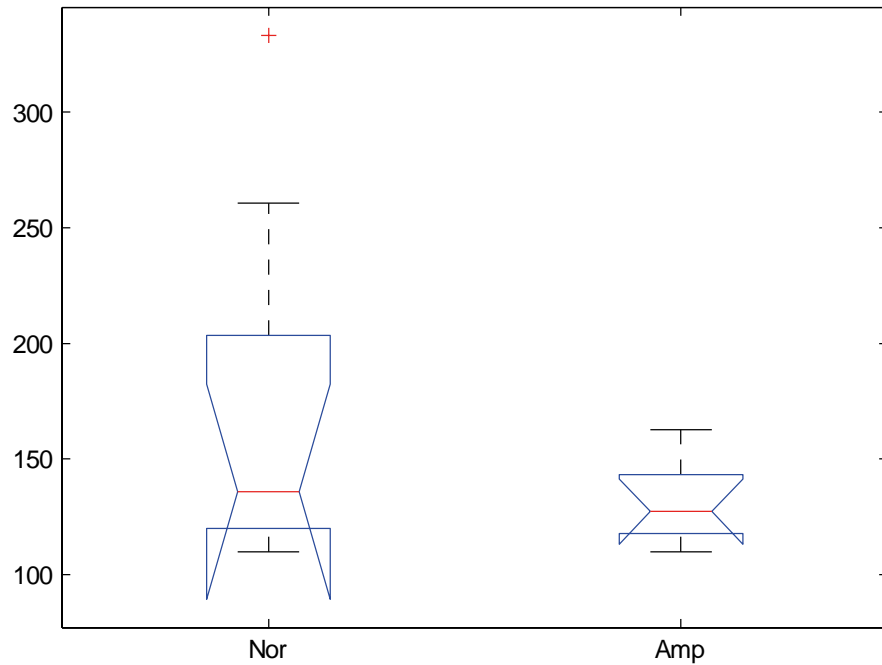
Inter-indivíduos - Fmed - PV 60° Extensão



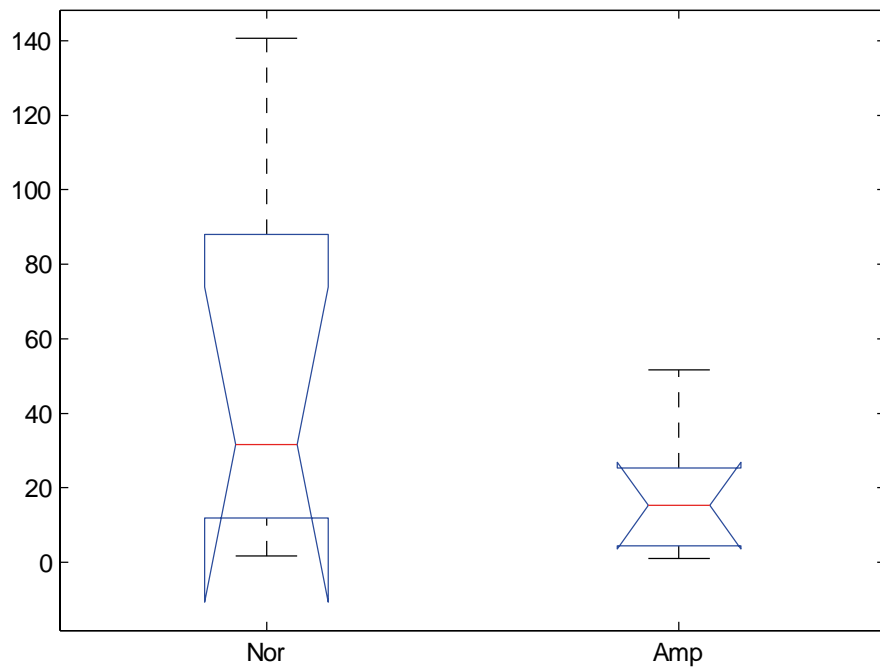
Inter-indivíduos - Fmed - RF 60° Flexão



Inter-indivíduos - Fmed - ST 60° Flexão

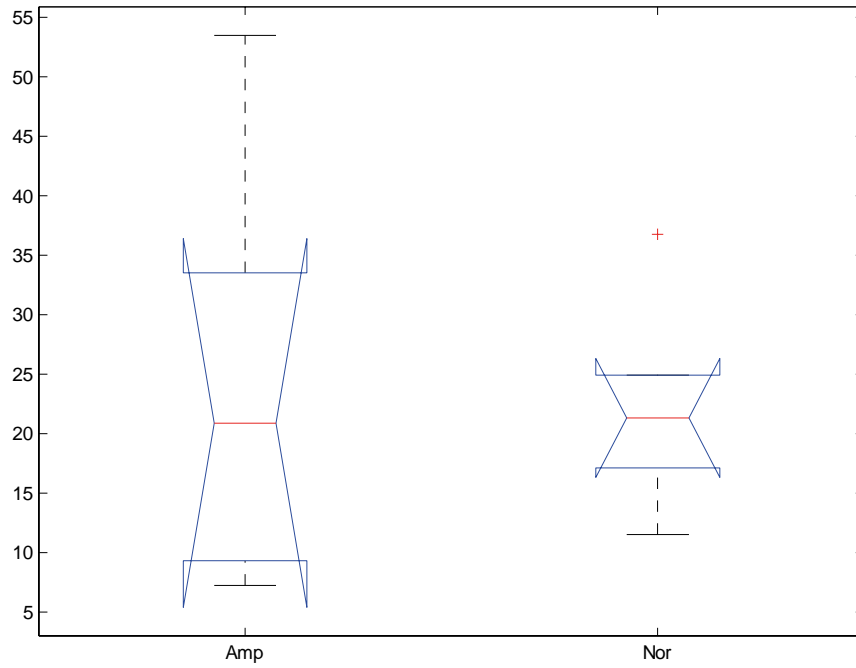


Inter-indivíduos - Fmed - BF 60° Flexão

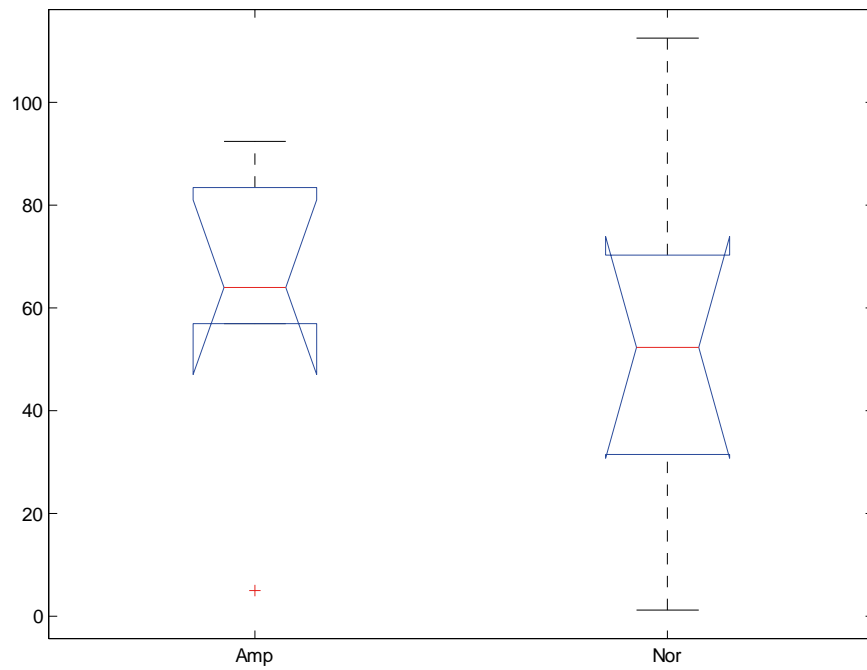


Inter-indivíduos - Fmed - PV 60° Flexão

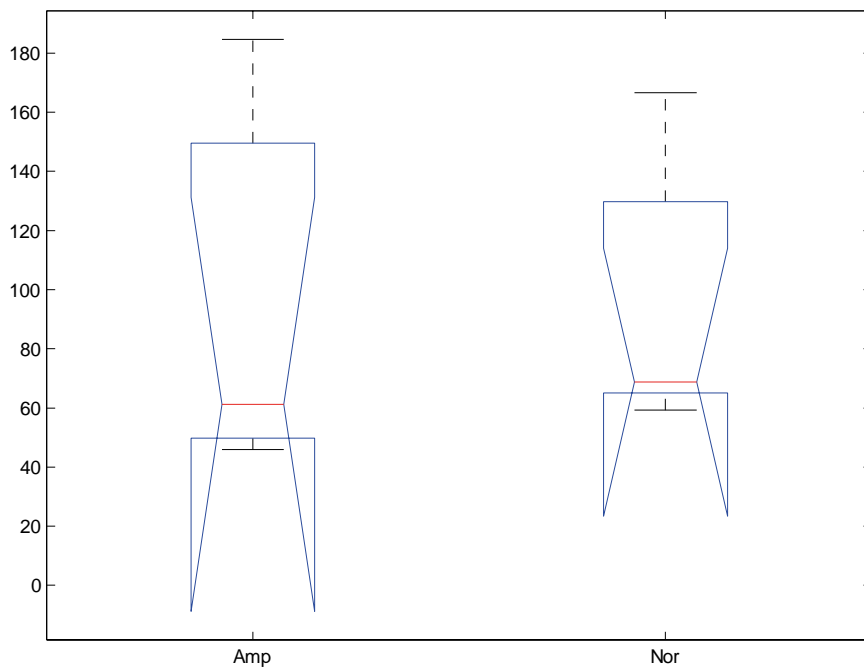
Inter-indivíduos RMS (Amputados membro saudável e Controle)



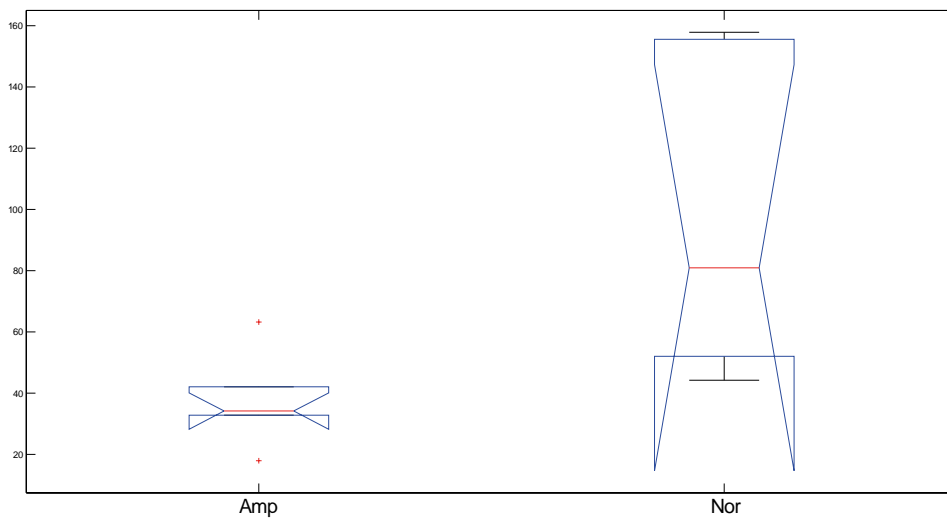
Inter-indivíduos - RMS - RF 30° Extensão



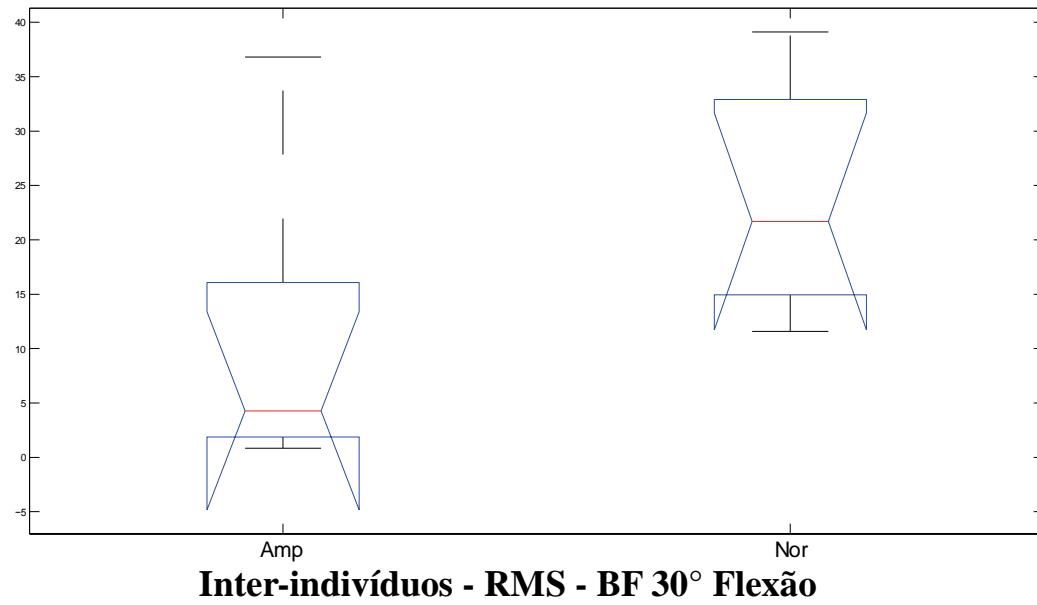
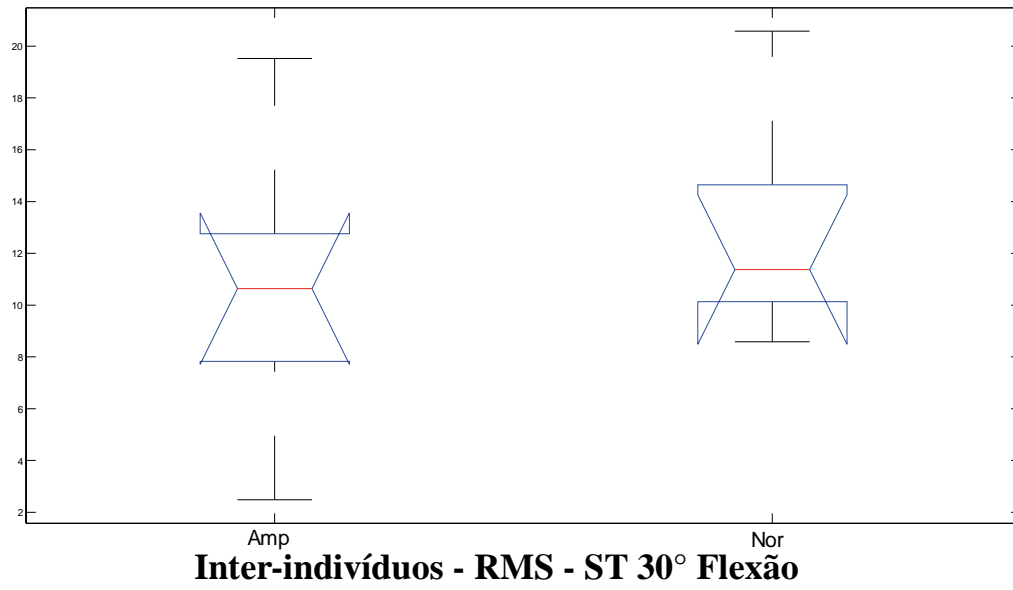
Inter-indivíduos - RMS - ST 30° Extensão

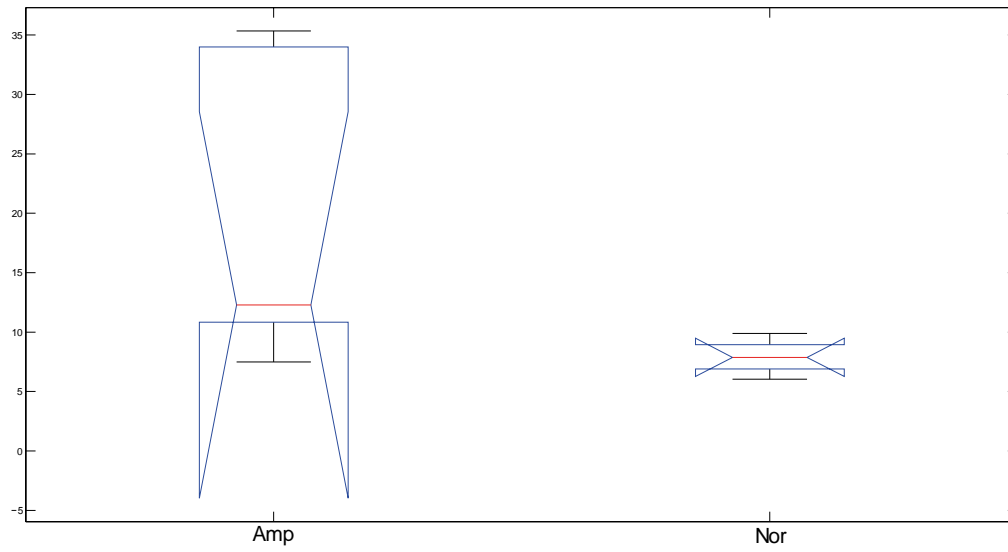


Inter-indivíduos - RMS - BF 30° Extensão

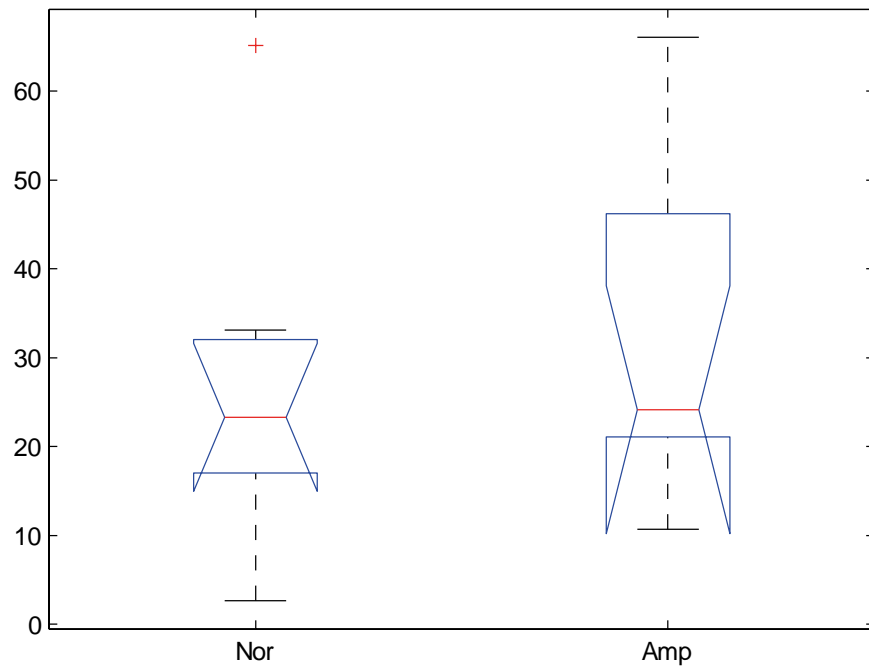


Inter-indivíduos - RMS - RF 30° Flexão

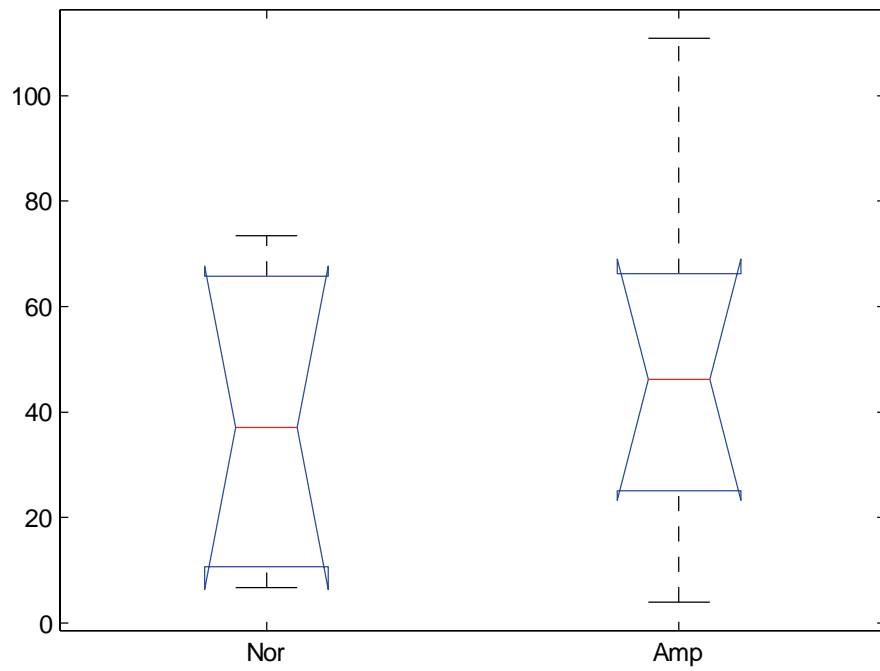




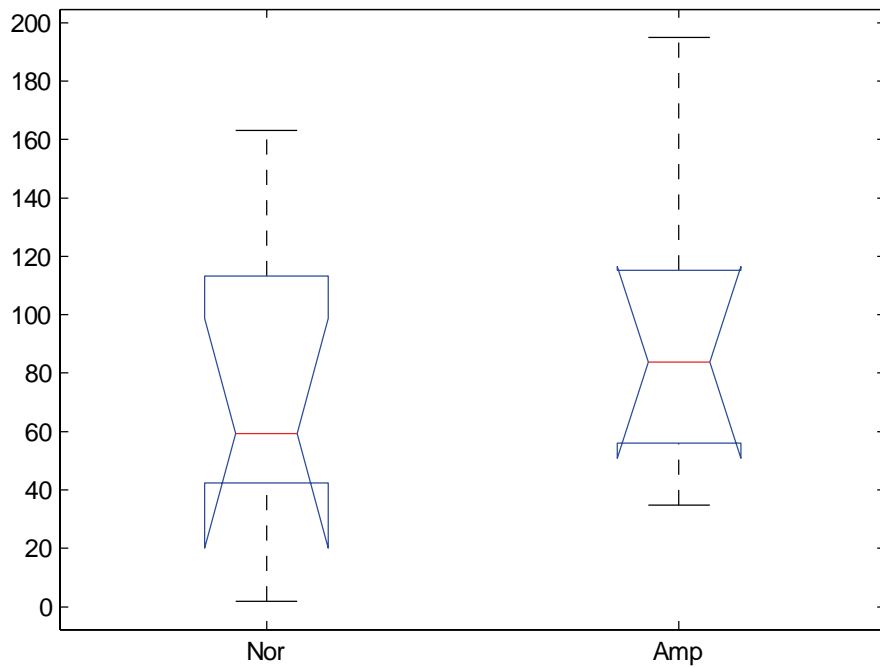
Inter-indivíduos - RMS - PV 30° Flexão



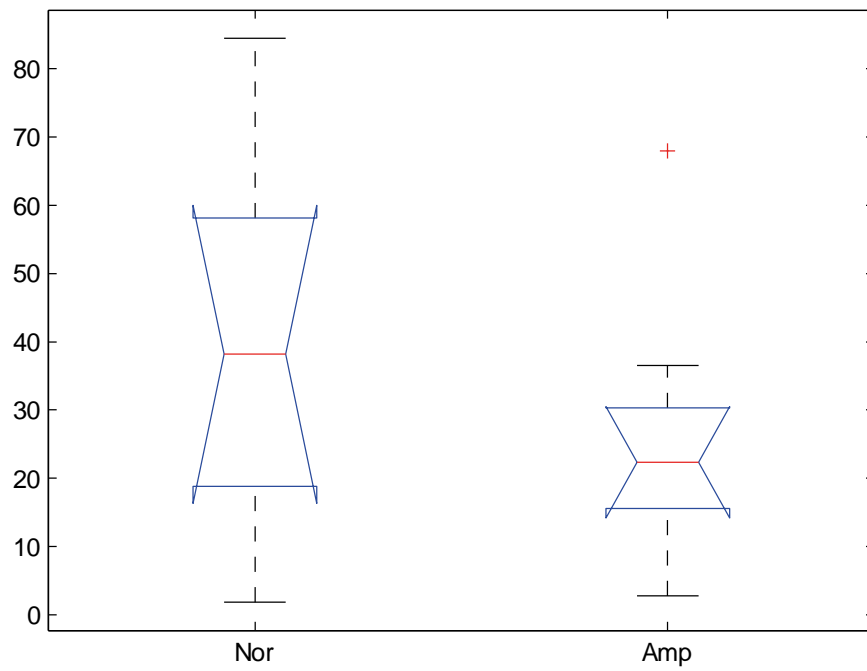
Inter - indivíduos - RMS - RF 60° Extensão



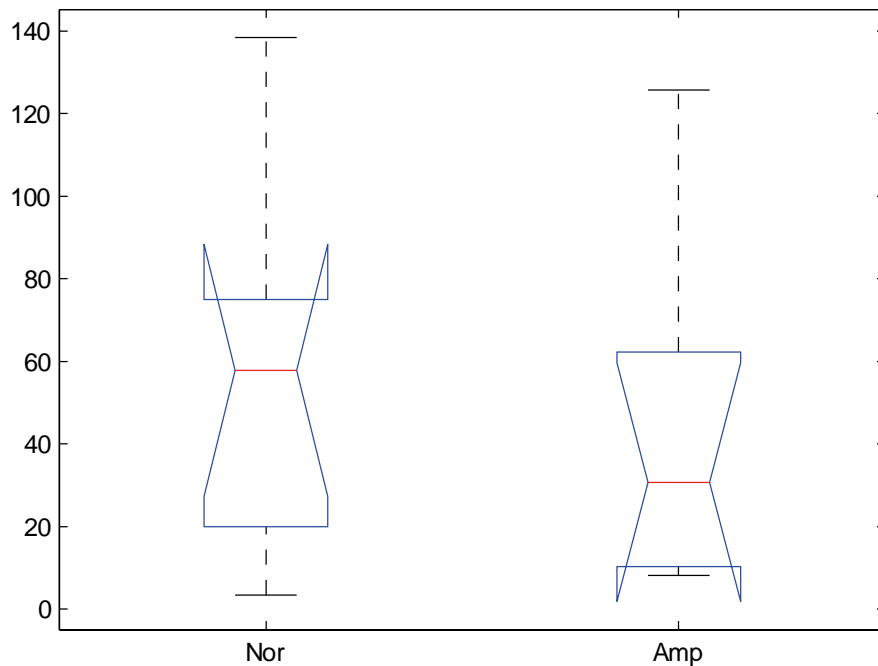
Inter - indivíduos - RMS - ST 60° Extensão



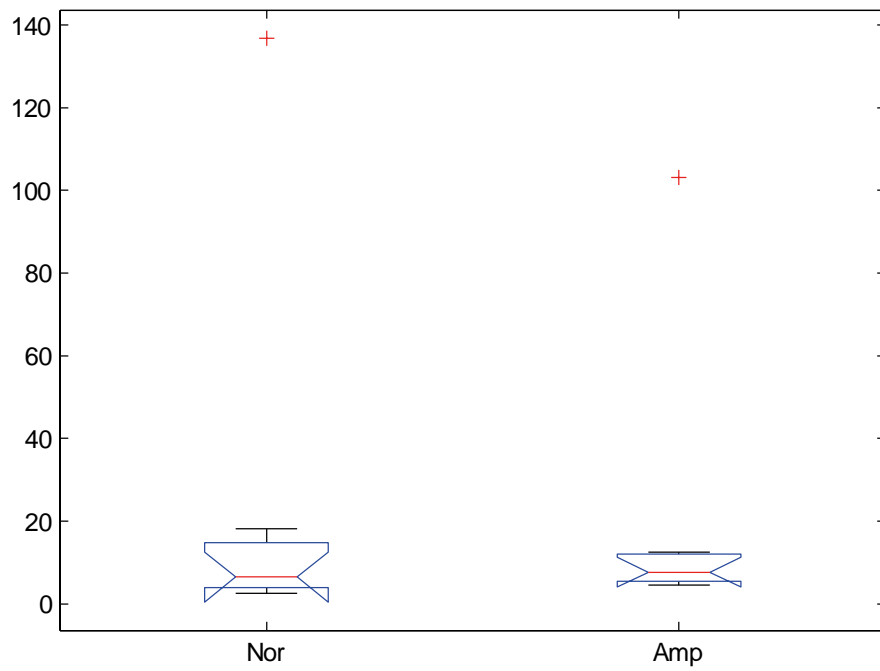
Inter - indivíduos - RMS - BF 60° Extensão



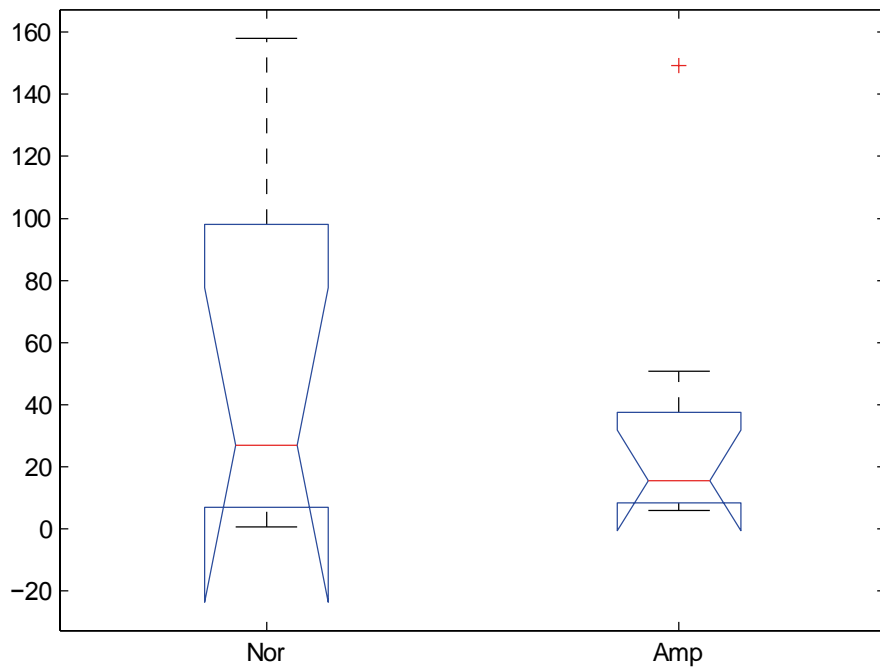
Inter - indivíduos - RMS - PV 60° Extensão



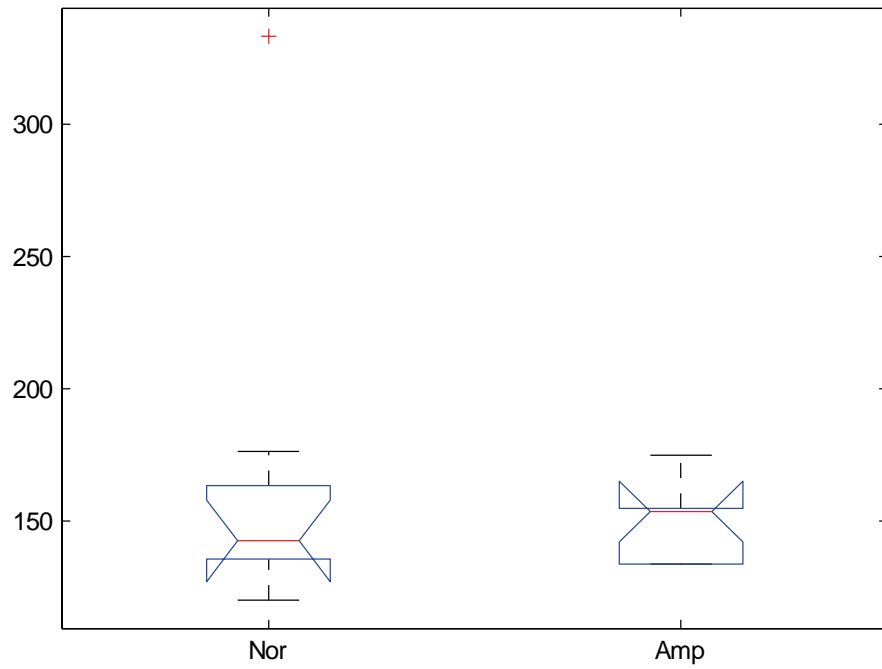
Inter-indivíduos - RMS - RF 60° Flexão



Inter-indivíduos - RMS - ST 60° Flexão



Inter-indivíduos - RMS - BF 60° Flexão

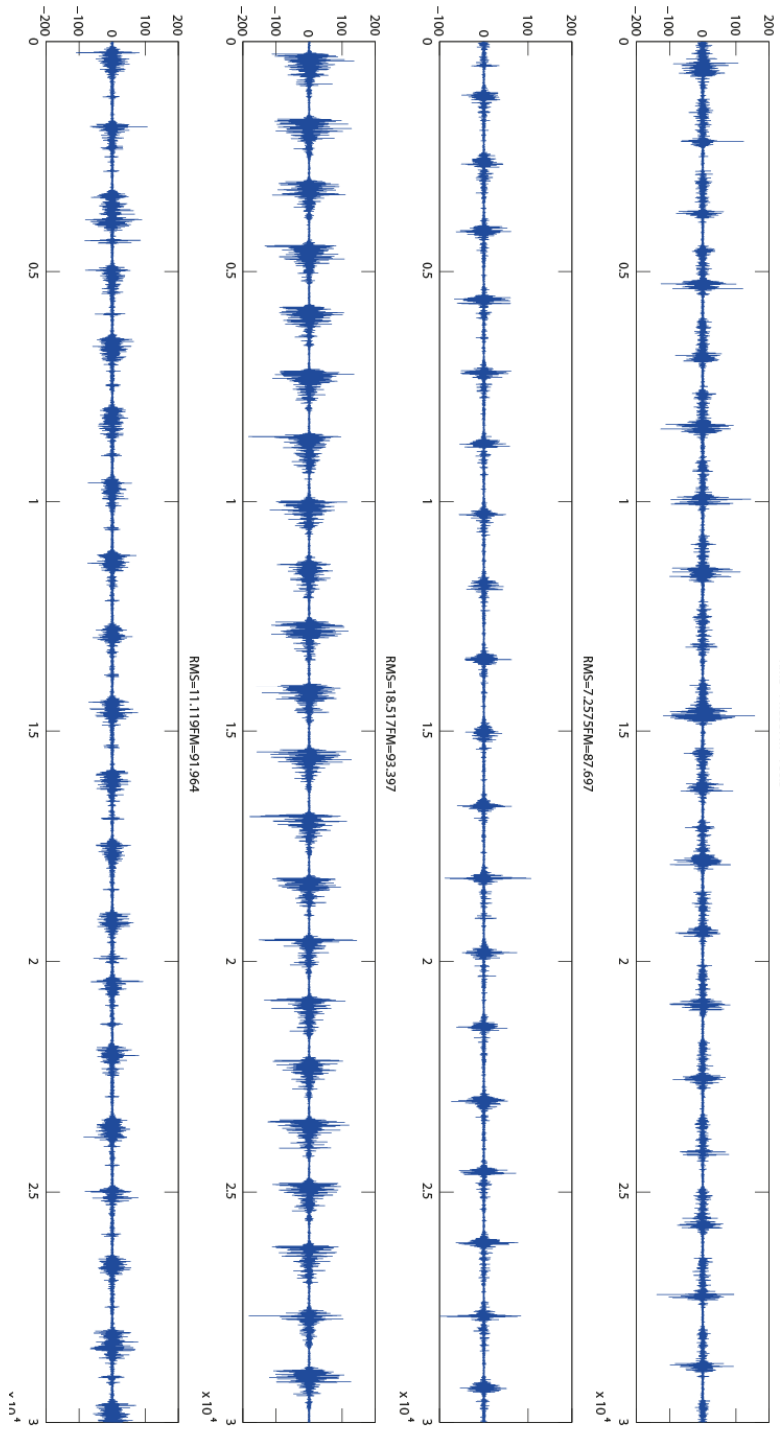


Inter-indivíduos - RMS - PV 60° Flexão

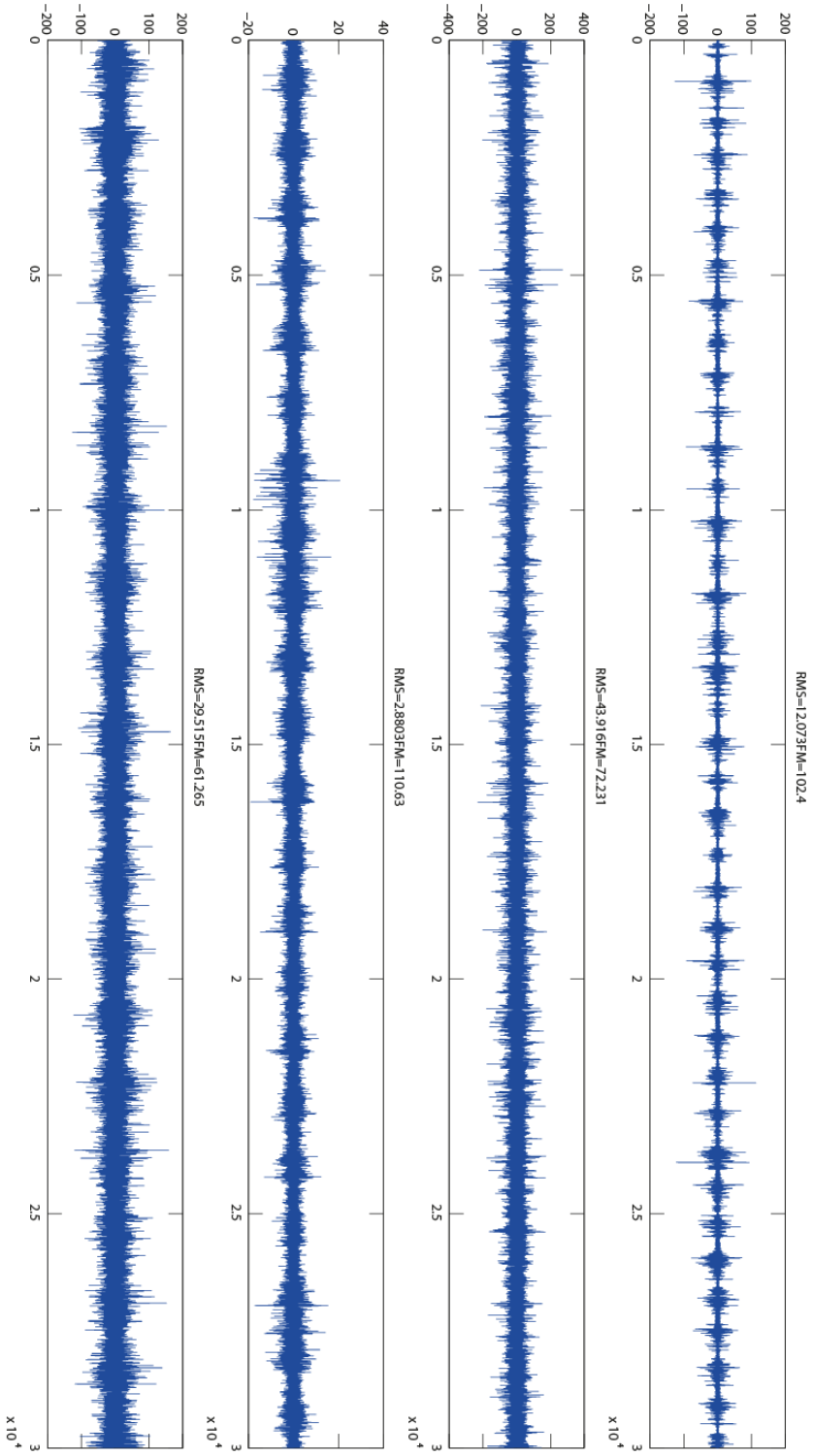
ANEXO 6: SINAIS E GRÁFICOS ESTATÍSTICOS DA EMGS DINÂMICA

Gráficos Sinais EMGs - Dinâmico

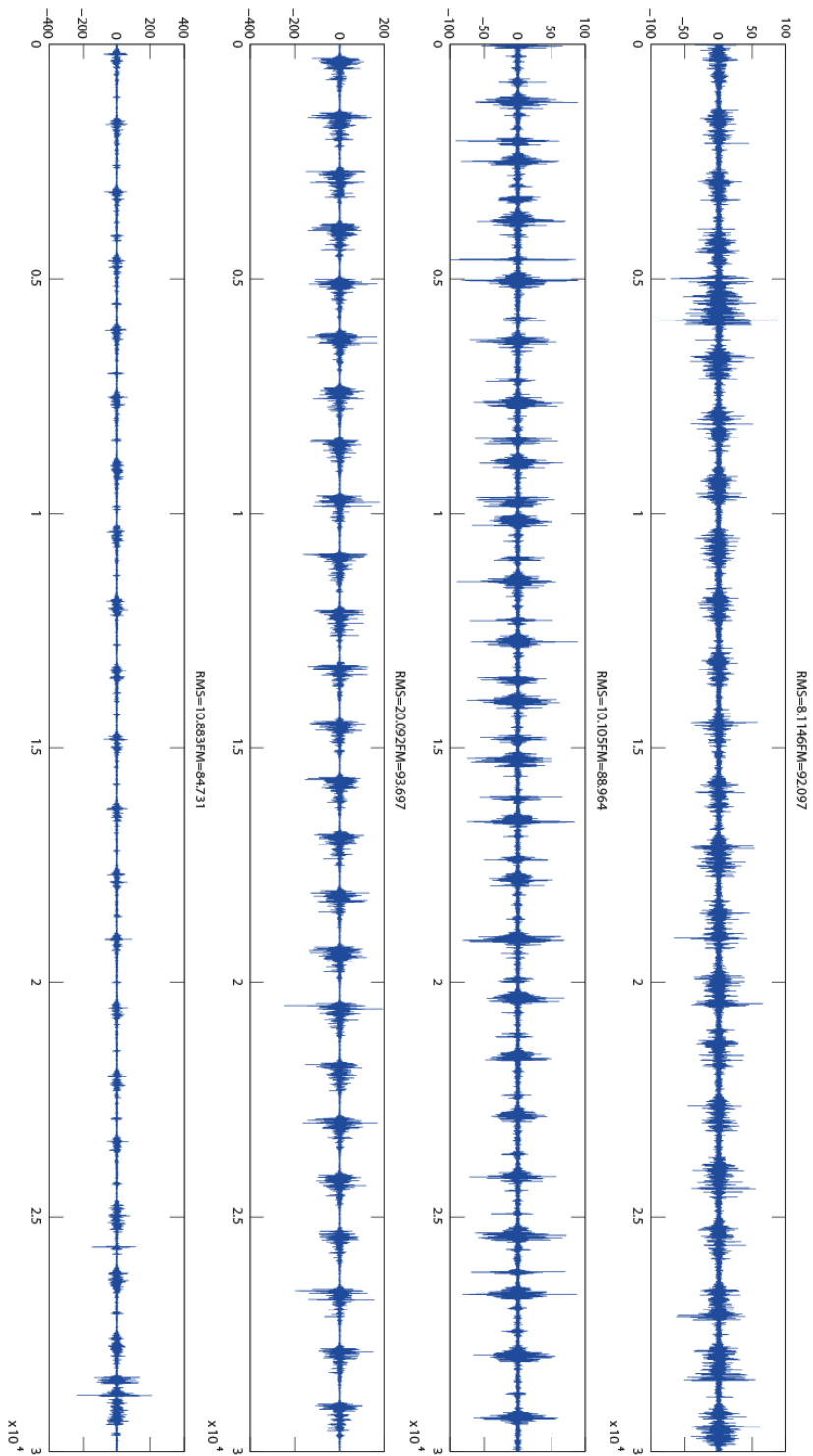
Membro saudável - RF - 0,7m/s



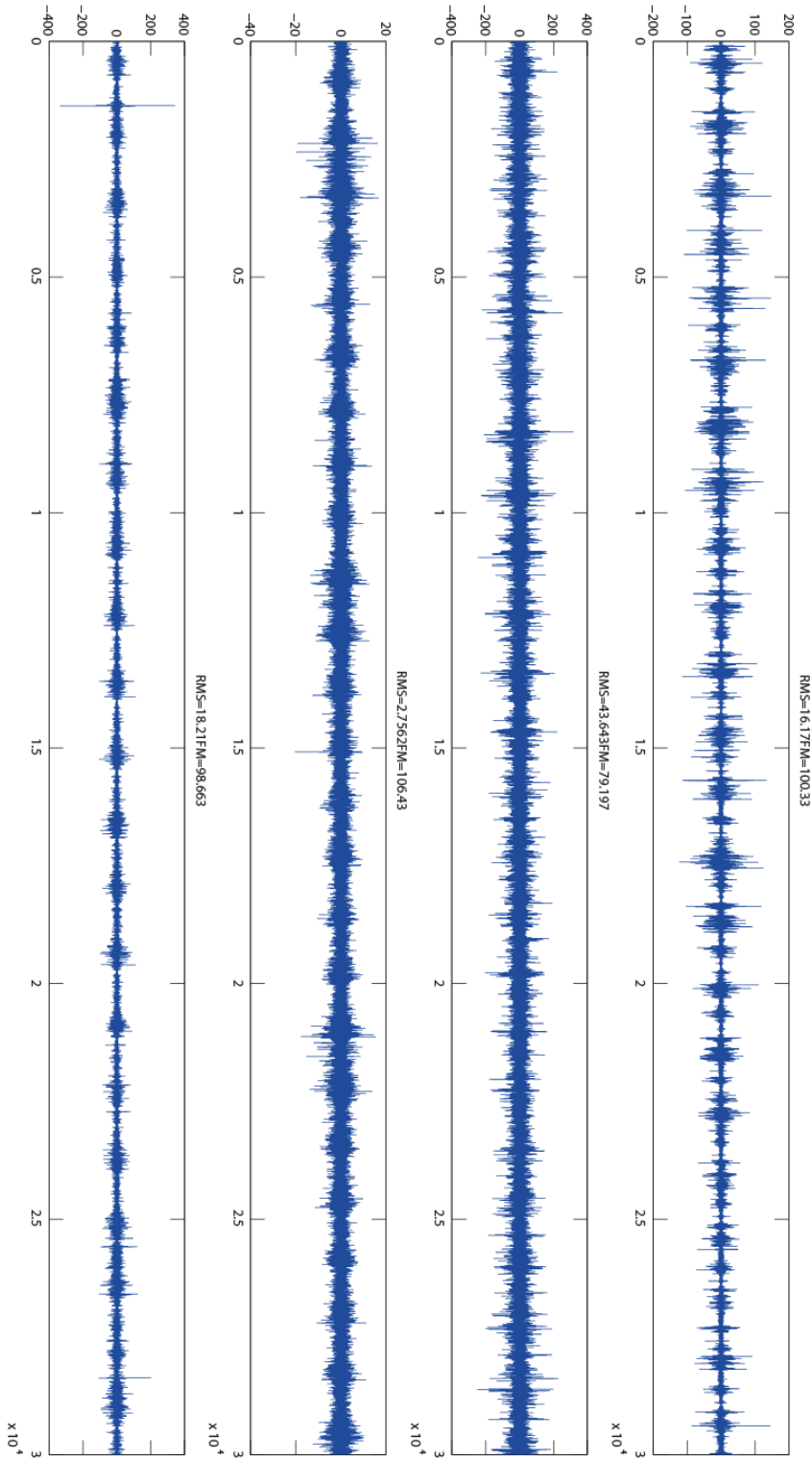
Membro saudável - PV - 0,7m/s



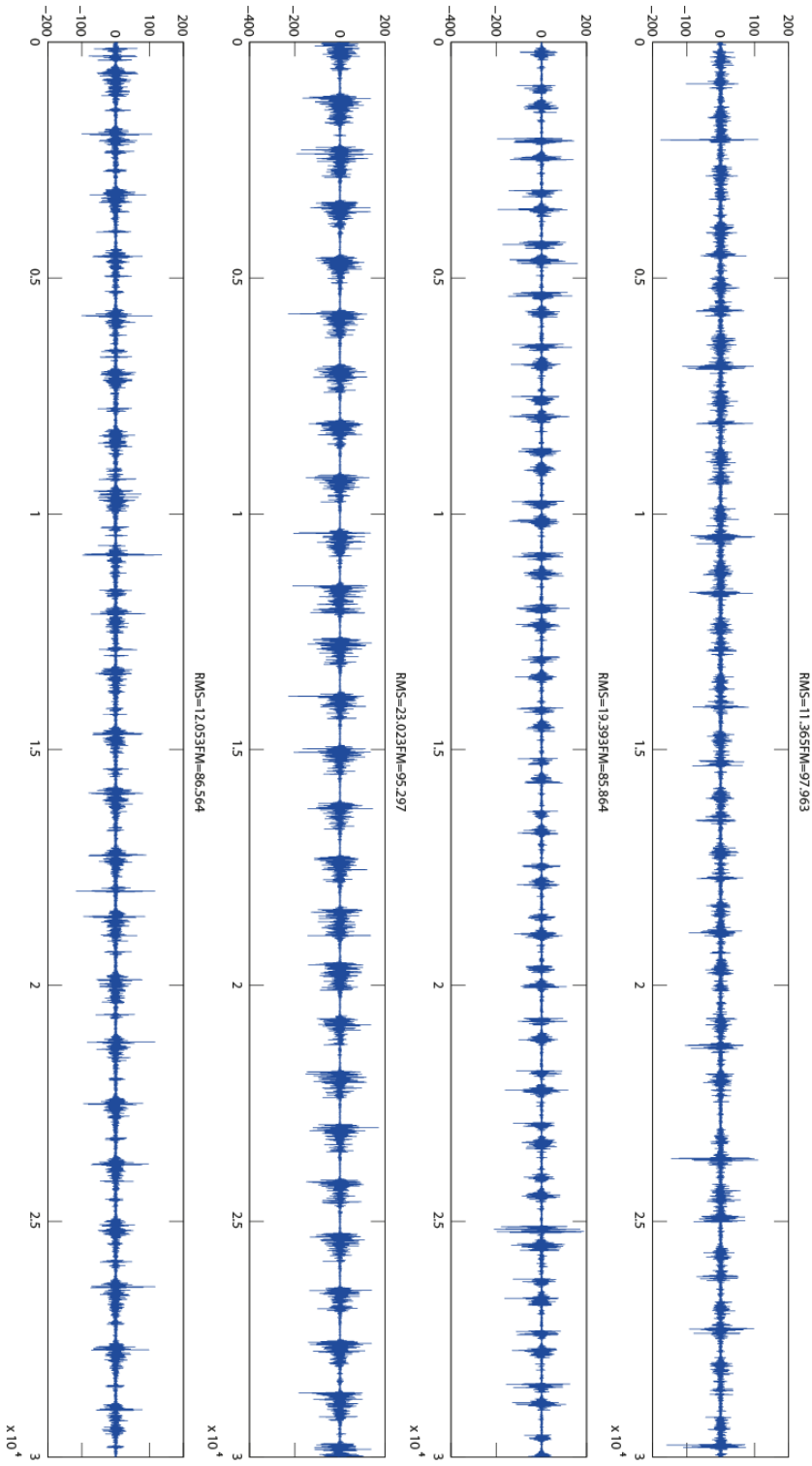
Membro saudável - RF- 1,0m/s



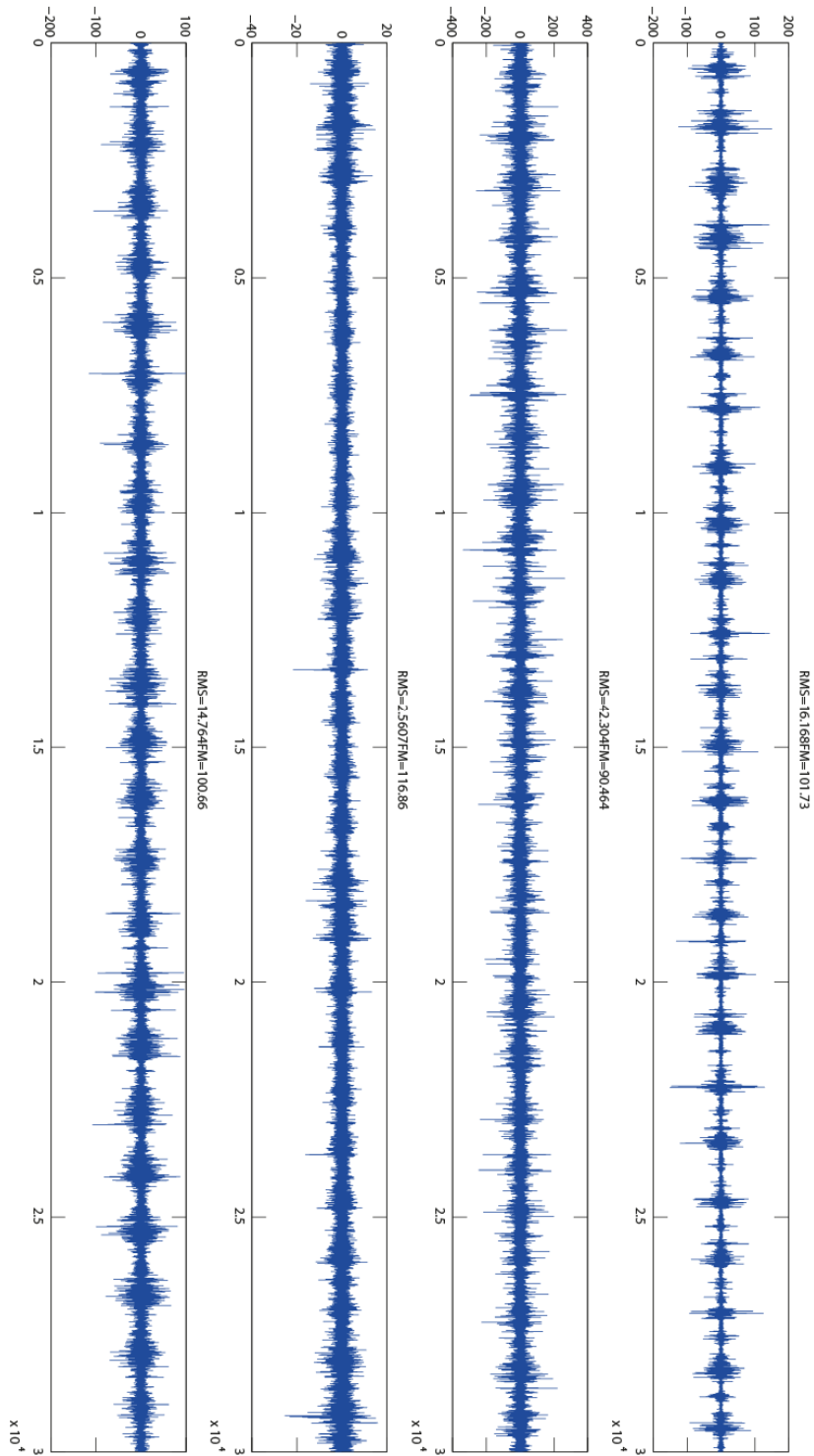
Membro saudável - PV- 1,0m/s



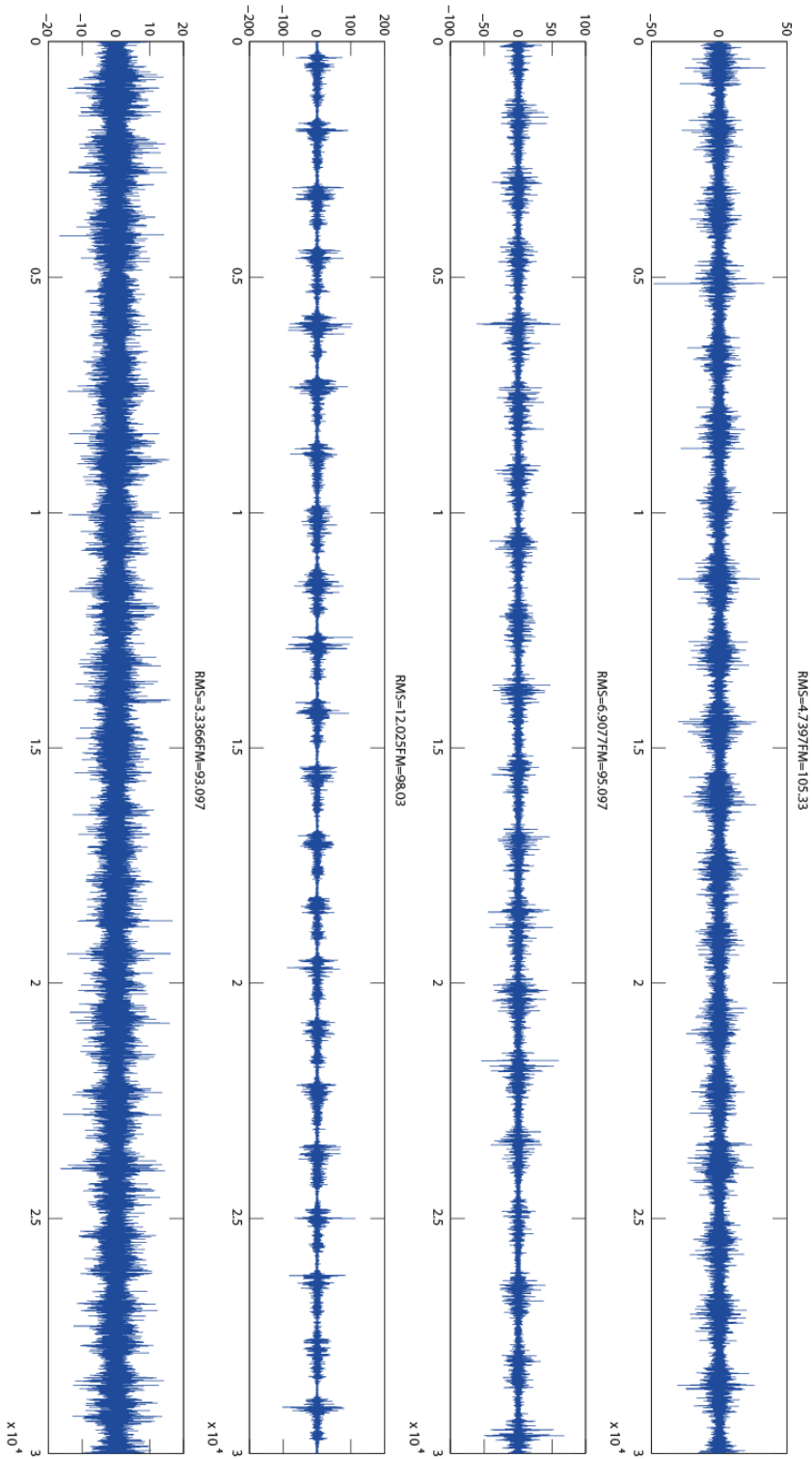
Membro saudável - RF- 1,3m/s



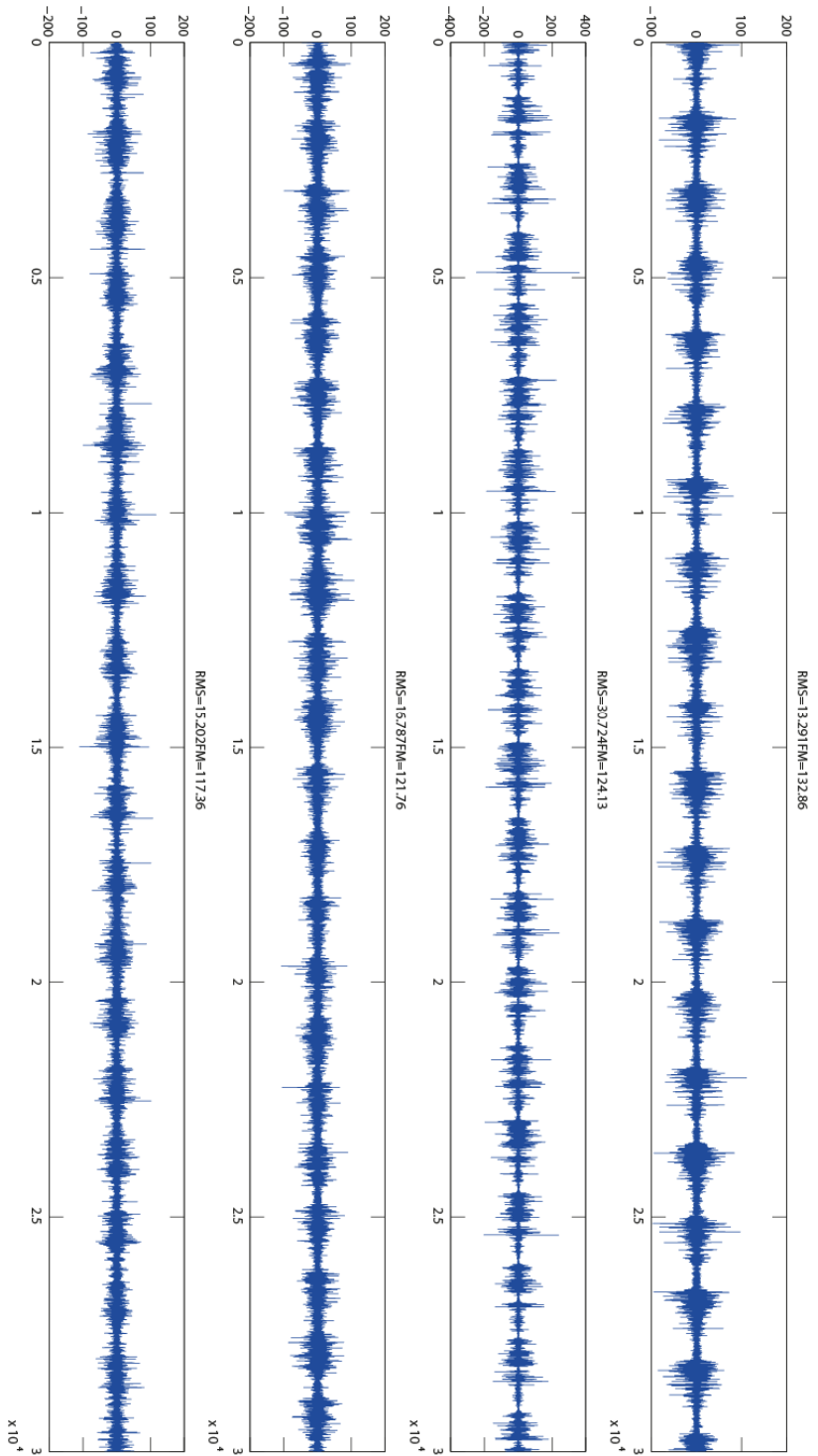
Membro saudável - PV - 1,3m/s



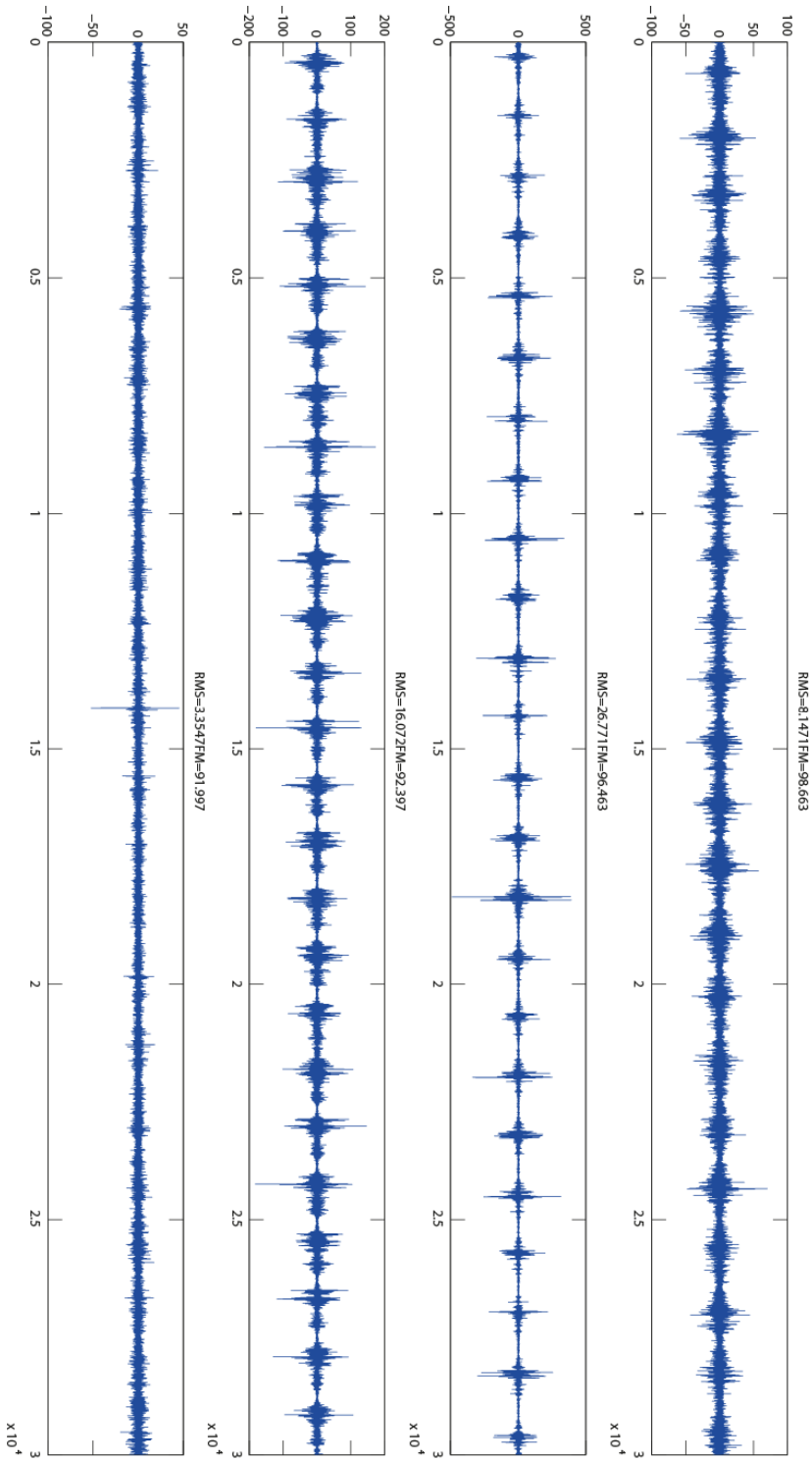
Coto Residual - RF- 0,7m/s



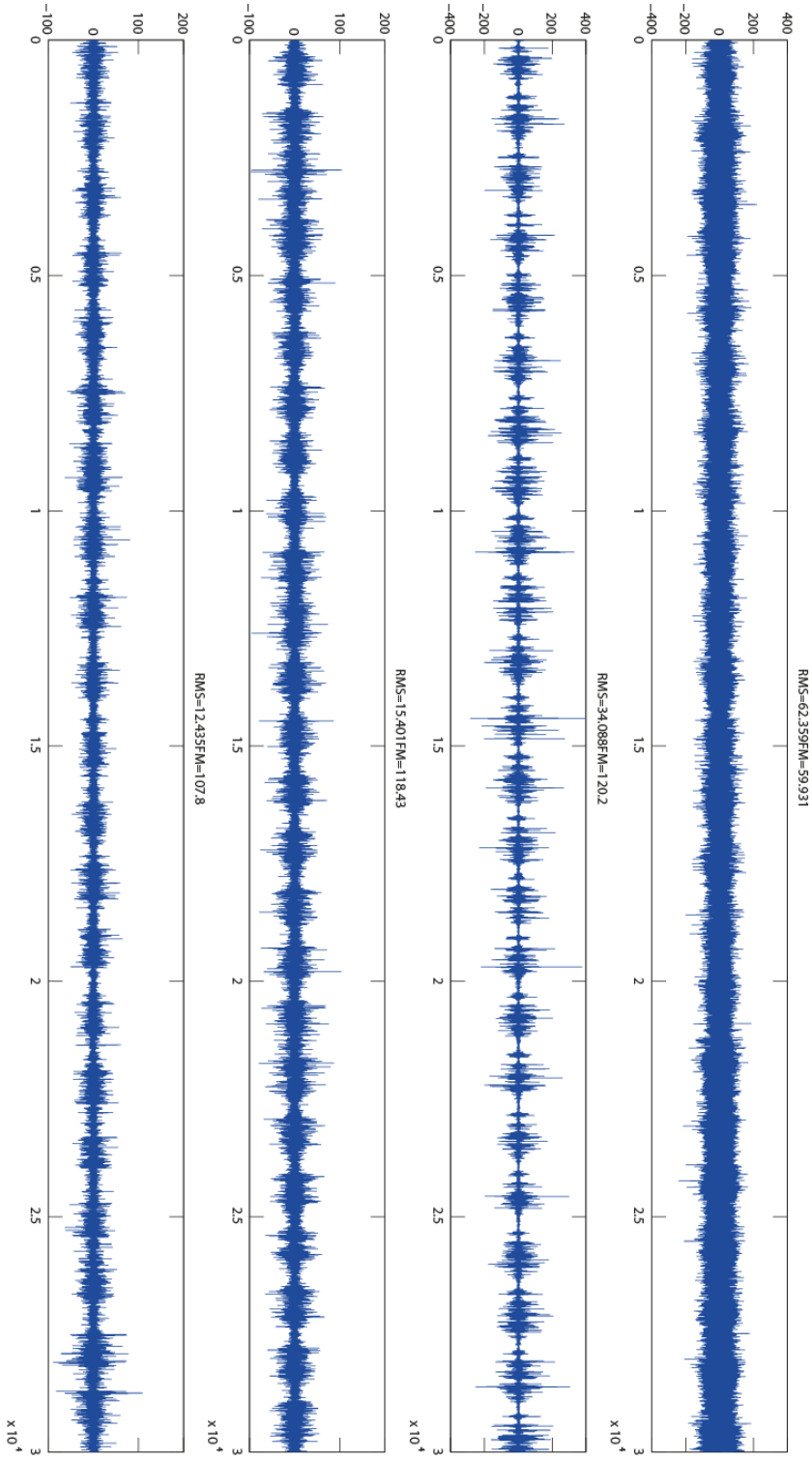
Coto Residual - PV- 0,7m/s



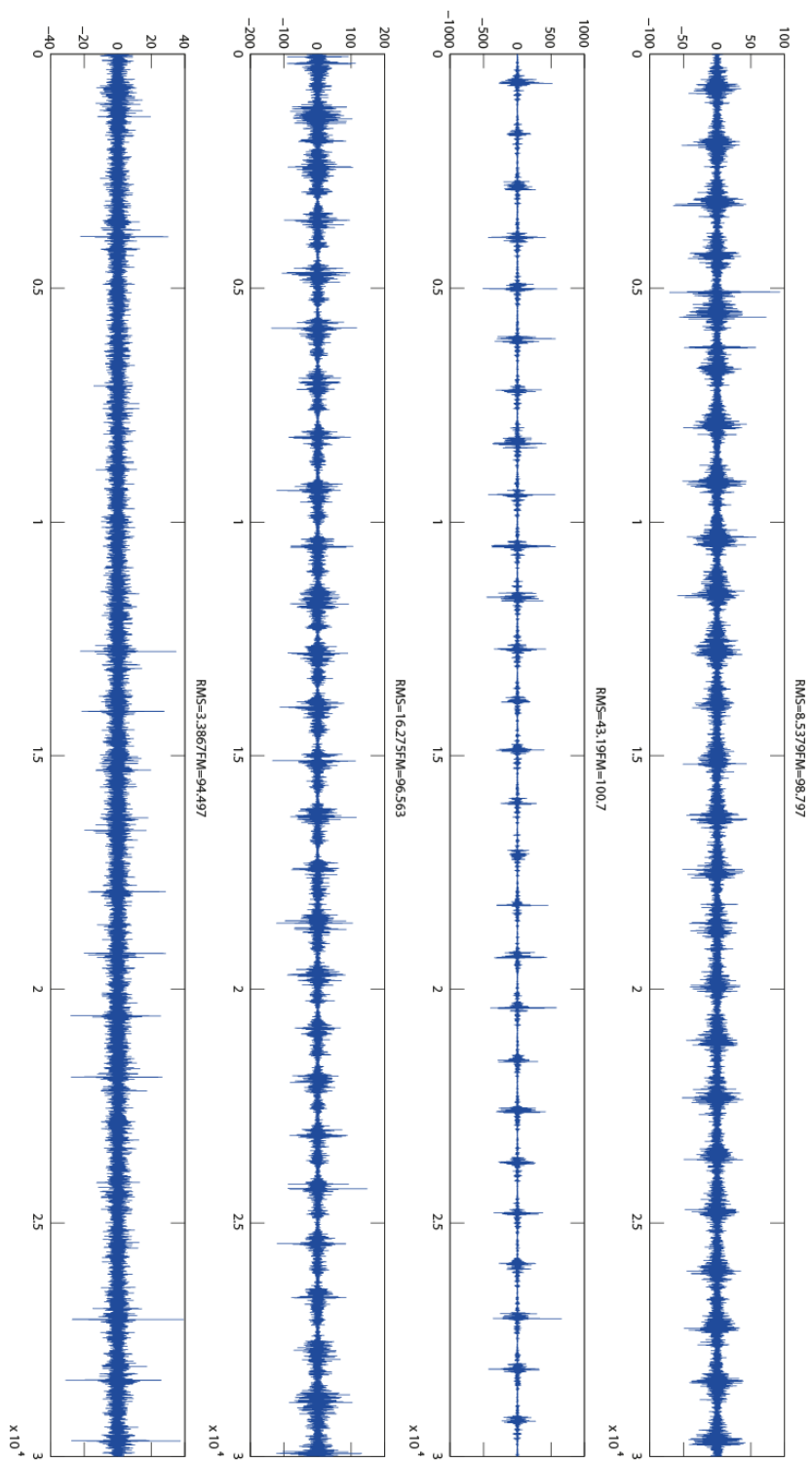
Coto Residual - RF- 1,0m/s



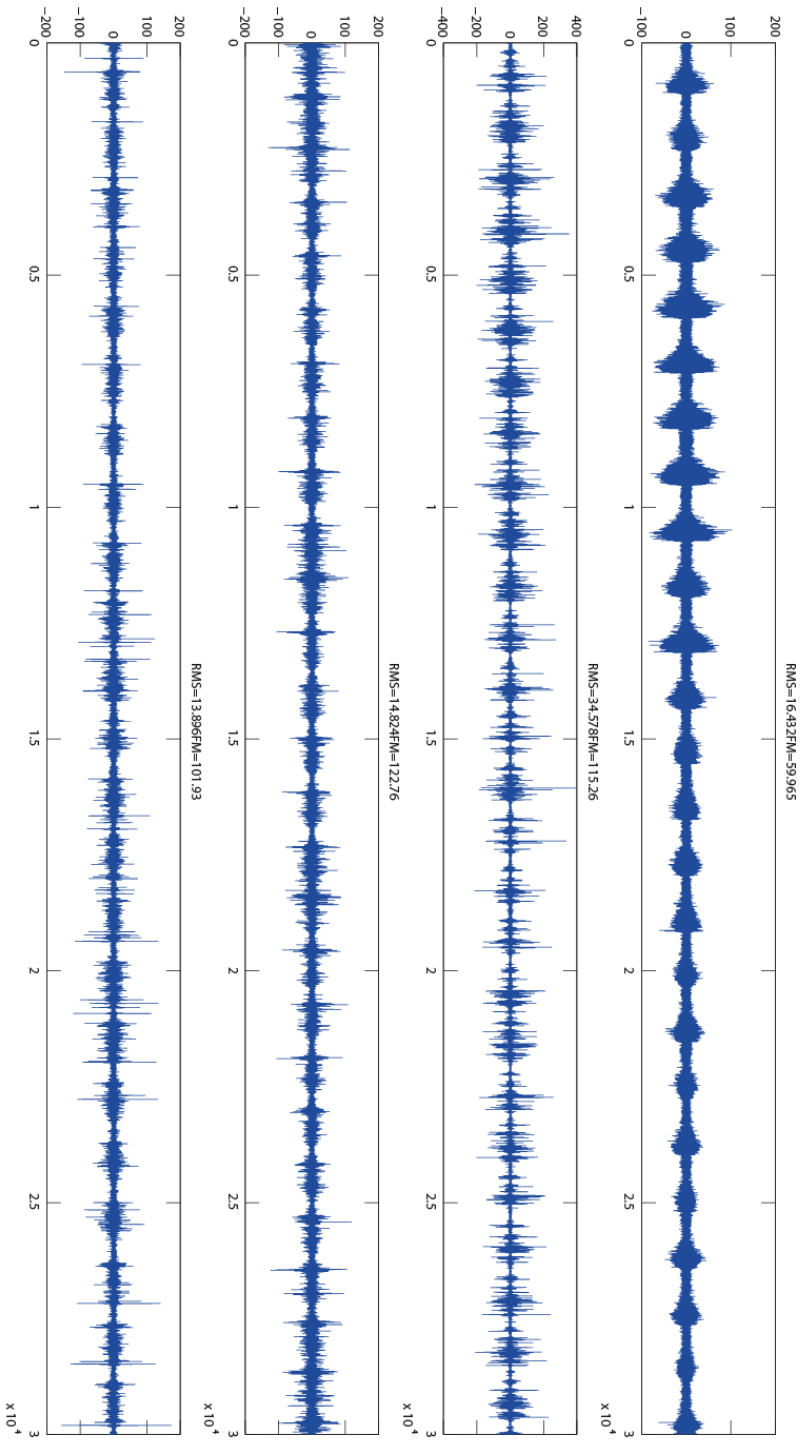
Coto Residual - PV- 1,0m/s



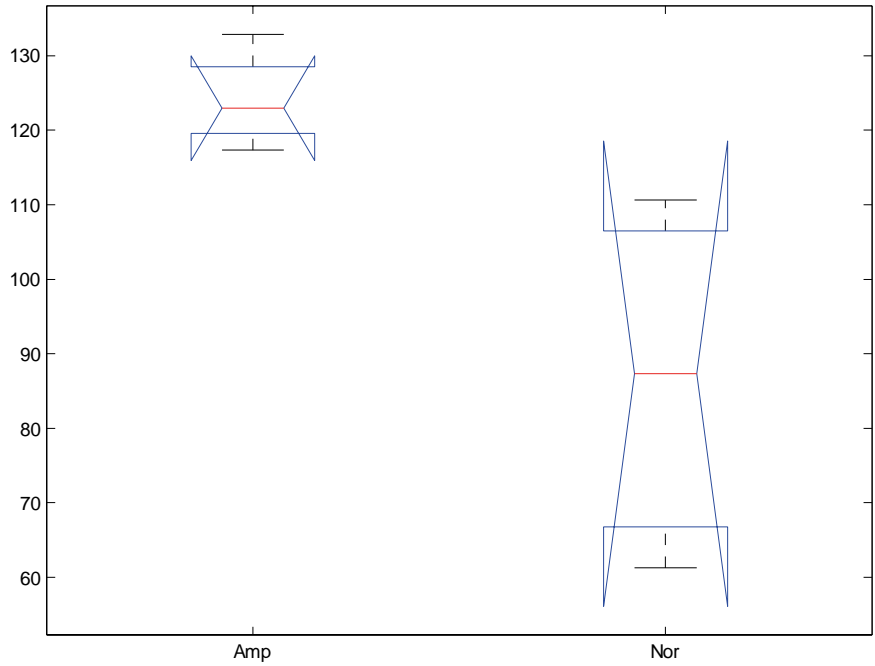
Coto Residual - RF- 1,3m/s



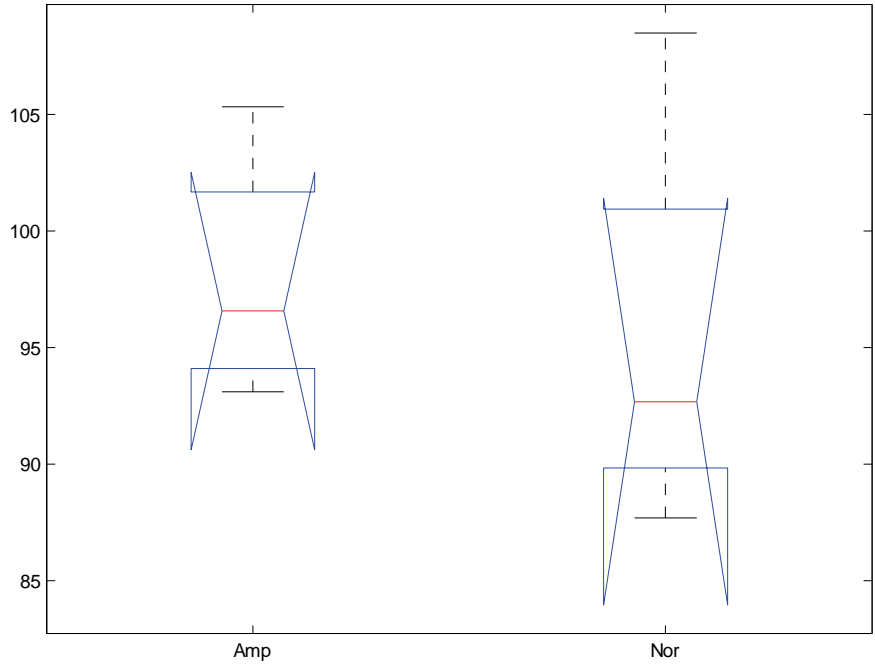
Coto Residual - PV- 1,3m/s



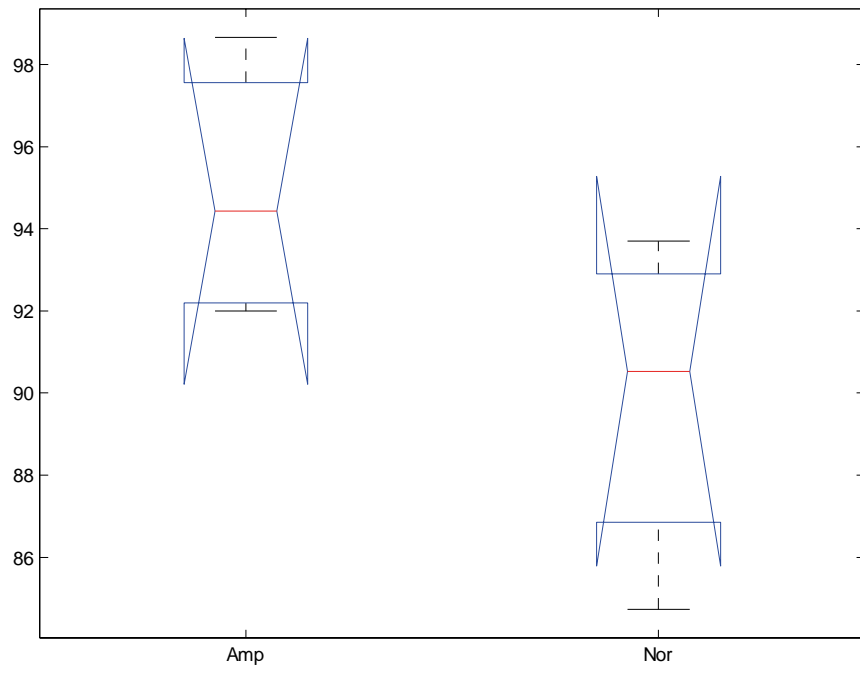
Gráficos ANOVA- Dinâmico



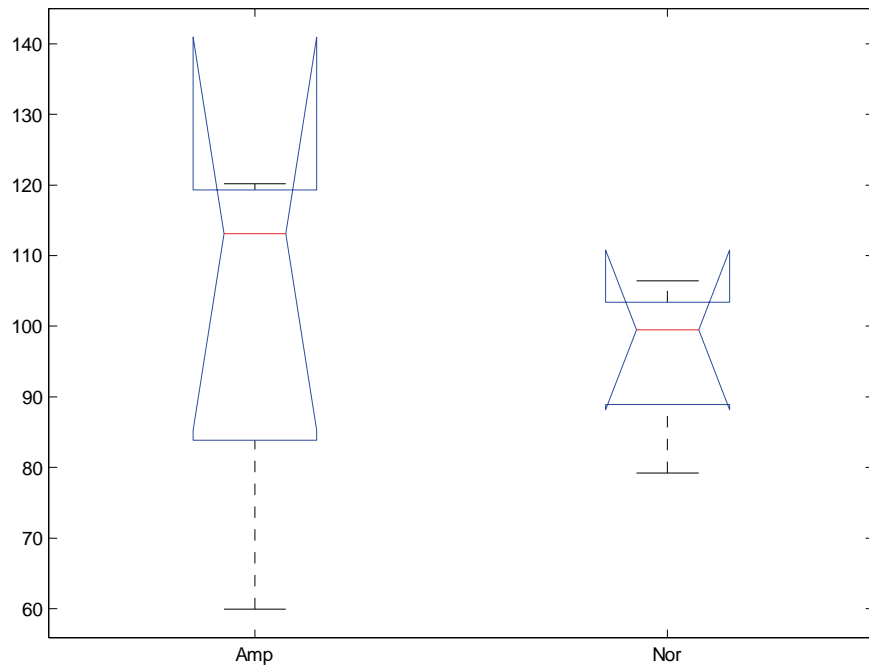
Fmed - 0,7m/s - PV



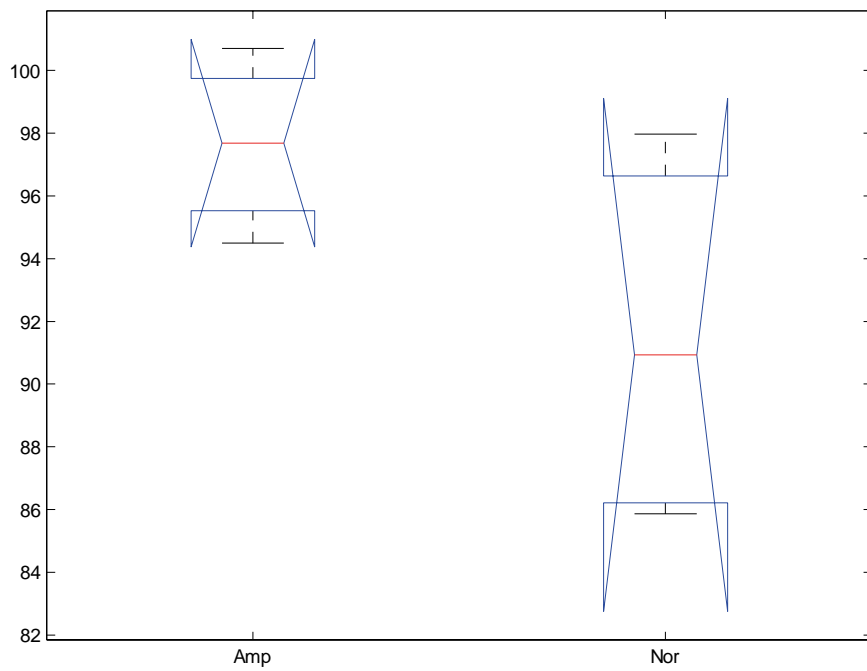
Fmed - 0,7m/s - RF



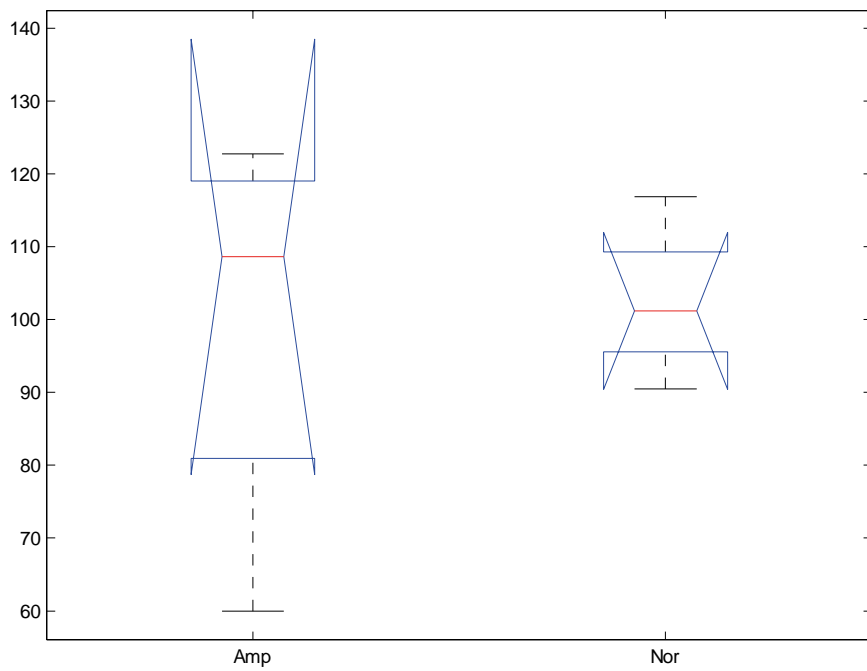
Fmed - 1,0m/s - RF



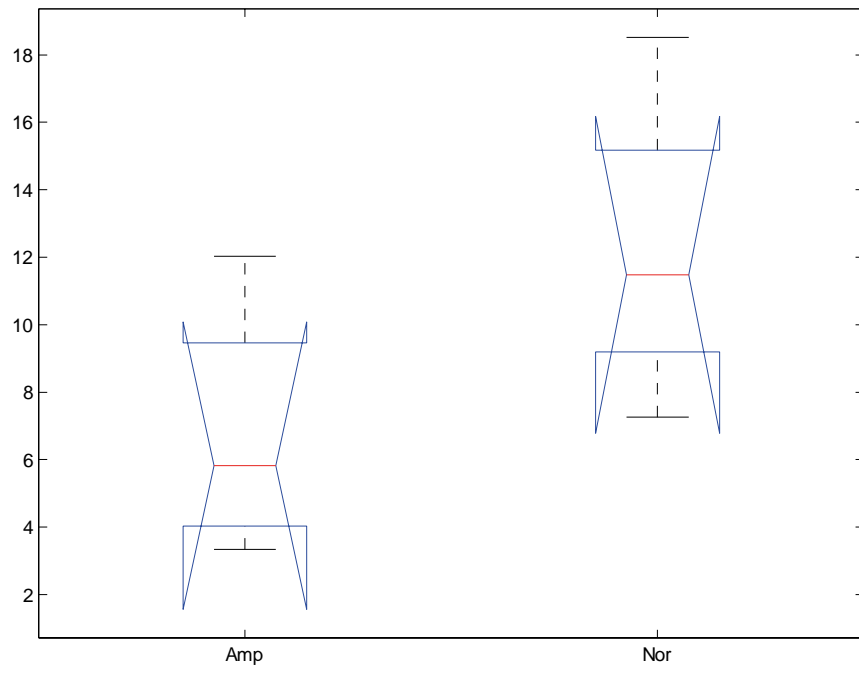
Fmed - 1,0m/s - PV



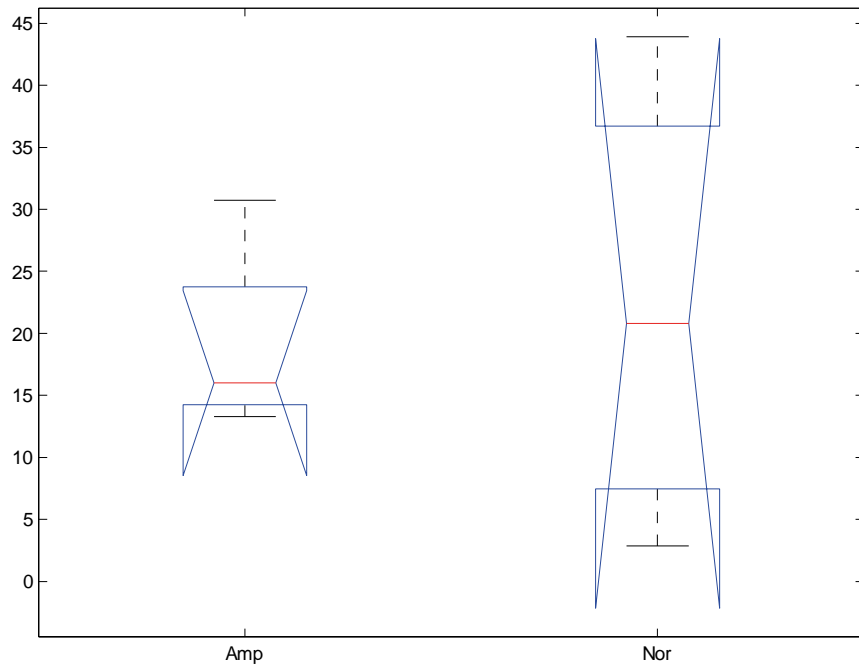
Fmed - 1,3m/s - RF



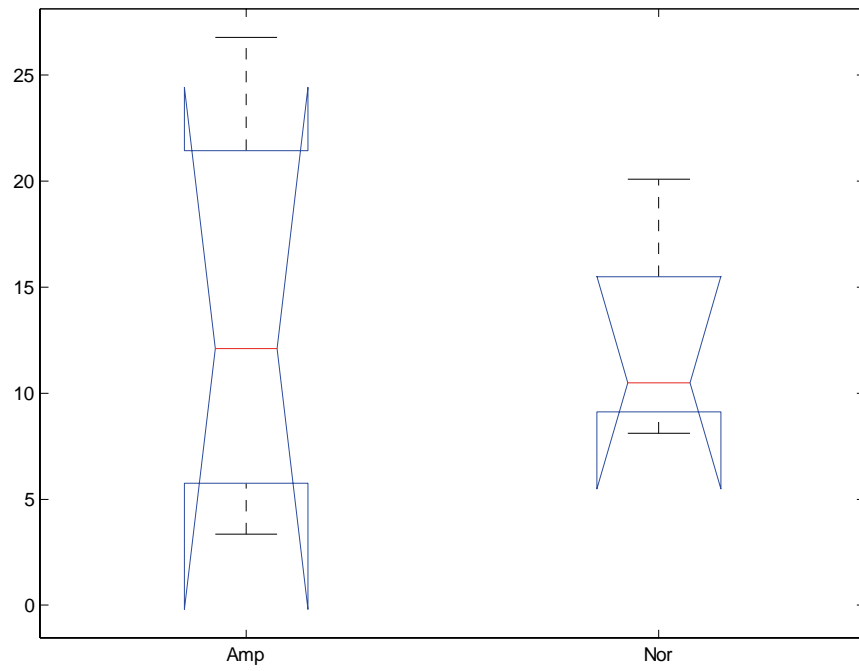
Fmed - 1,3m/s - PV



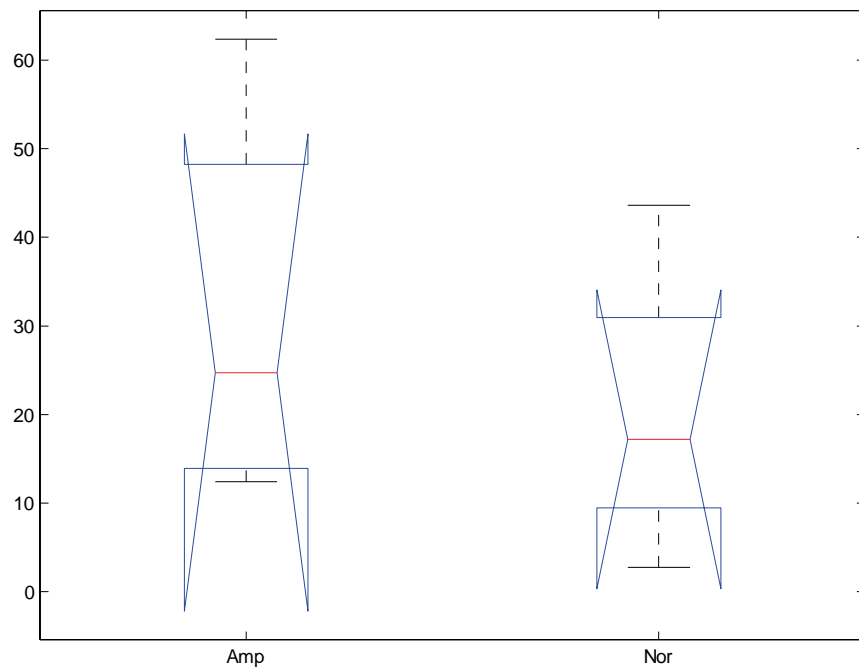
RMS - 0,7m/s - RF



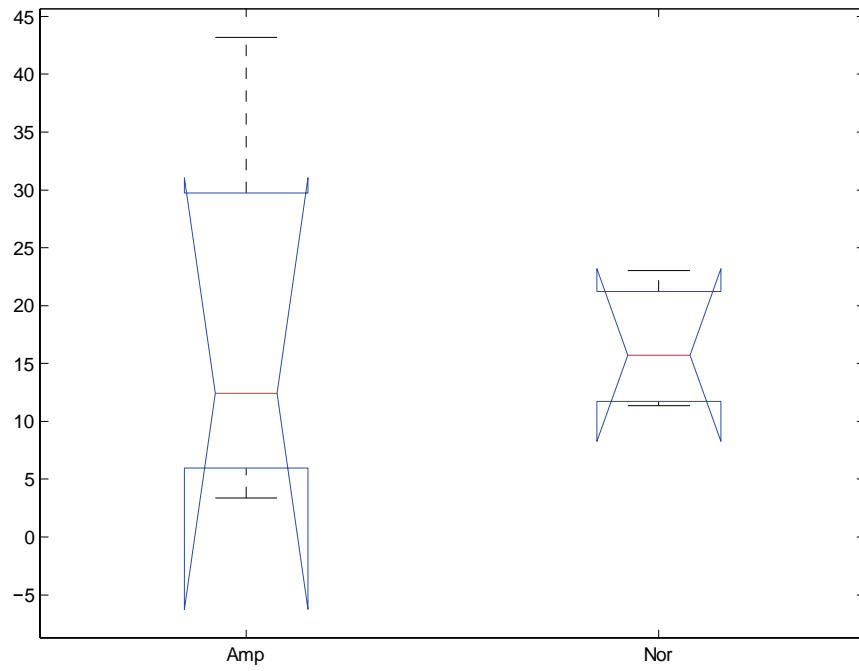
RMS - 0,7m/s - PV



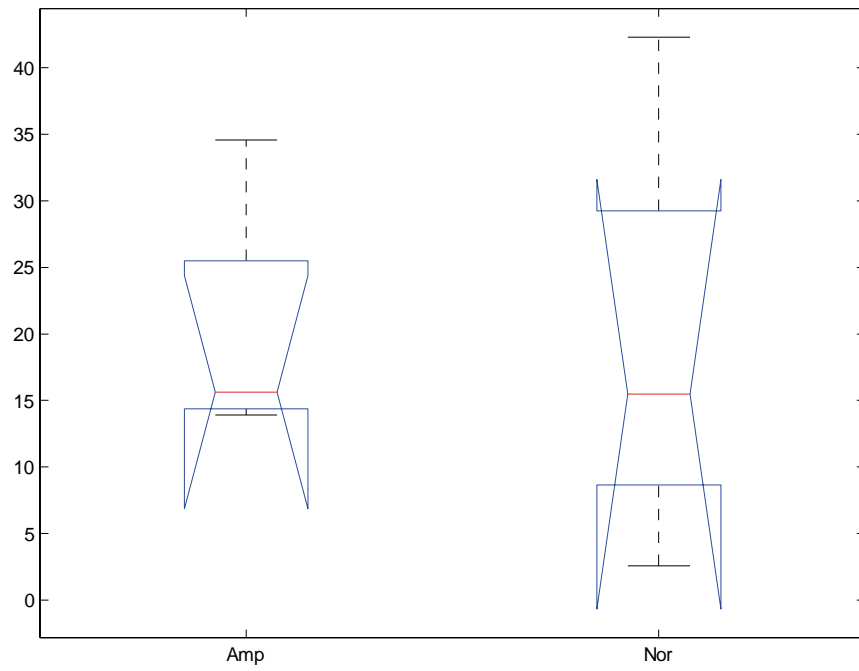
RMS - 1,0m/s - RF



RMS - 1,0m/s - PV



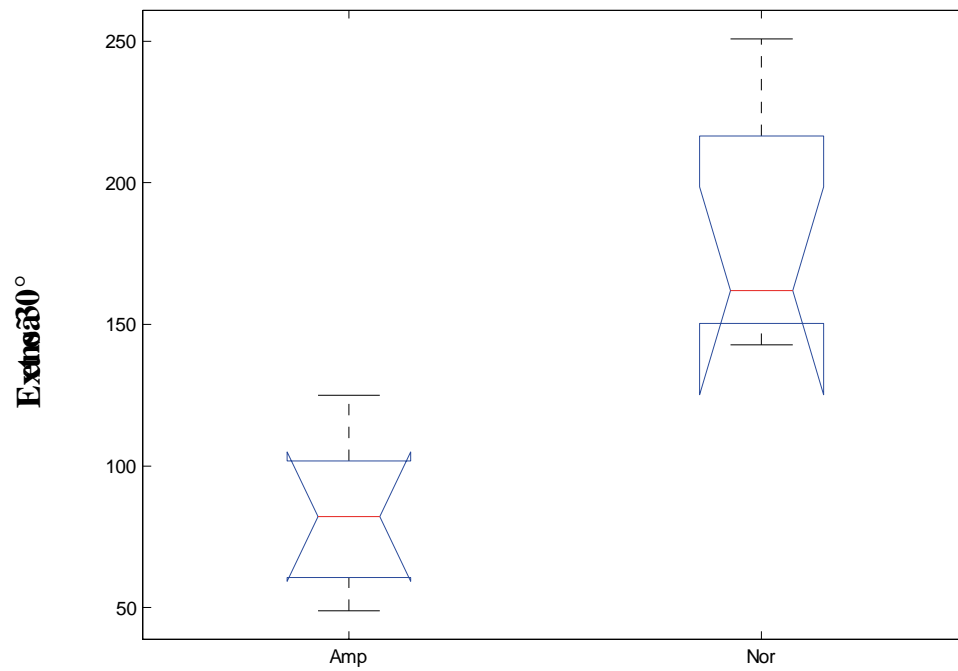
RMS - 1,3m/s - RF



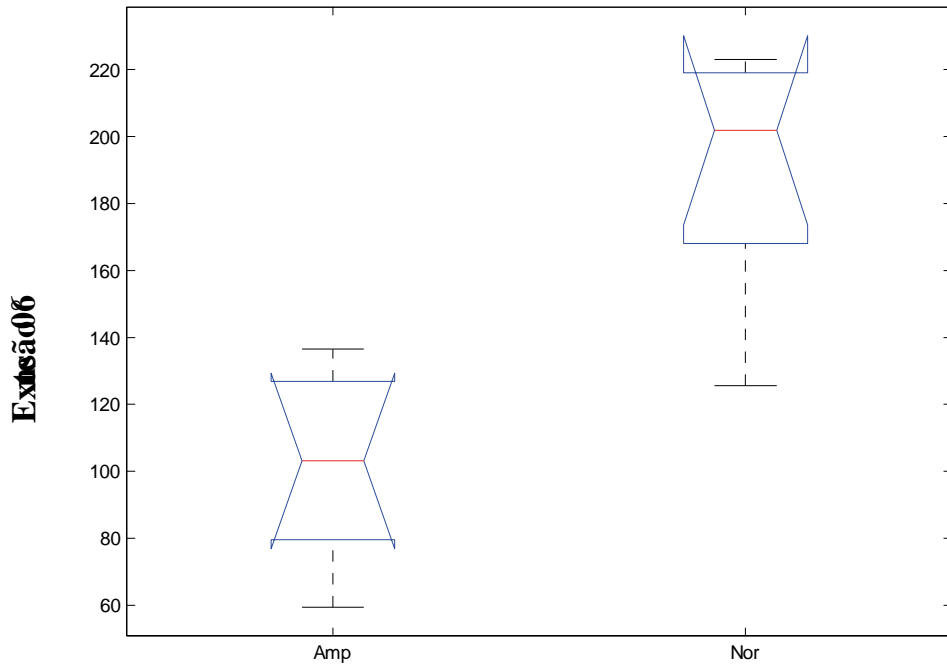
RMS - 1,3m/s - PV

ANEXO 7: SINAIS E GRÁFICOS ESTATÍSTICOS DO TORQUE

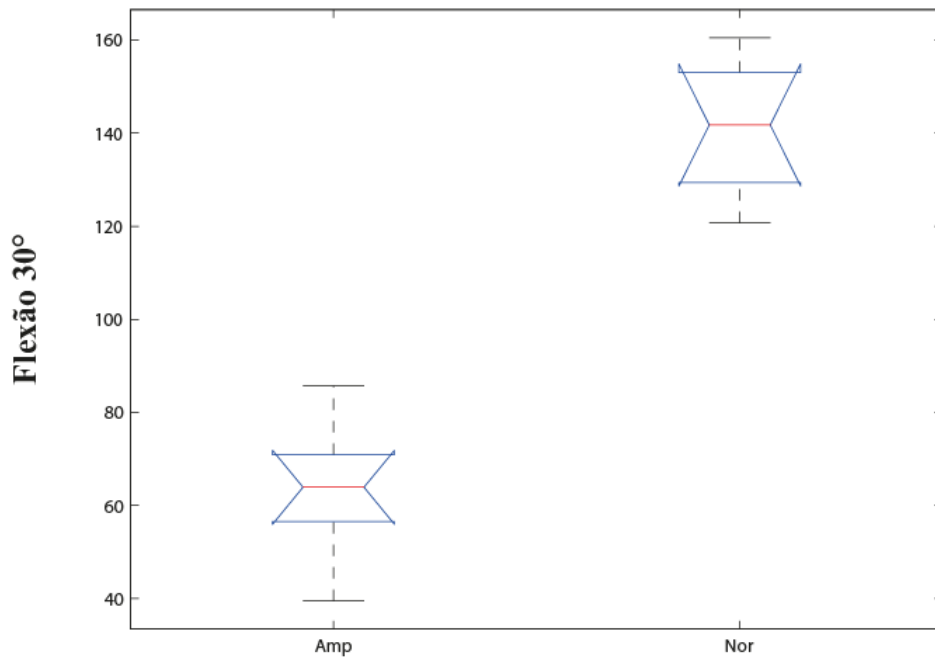
Indivíduos amputados: Média de torque membro normal X membro amputado



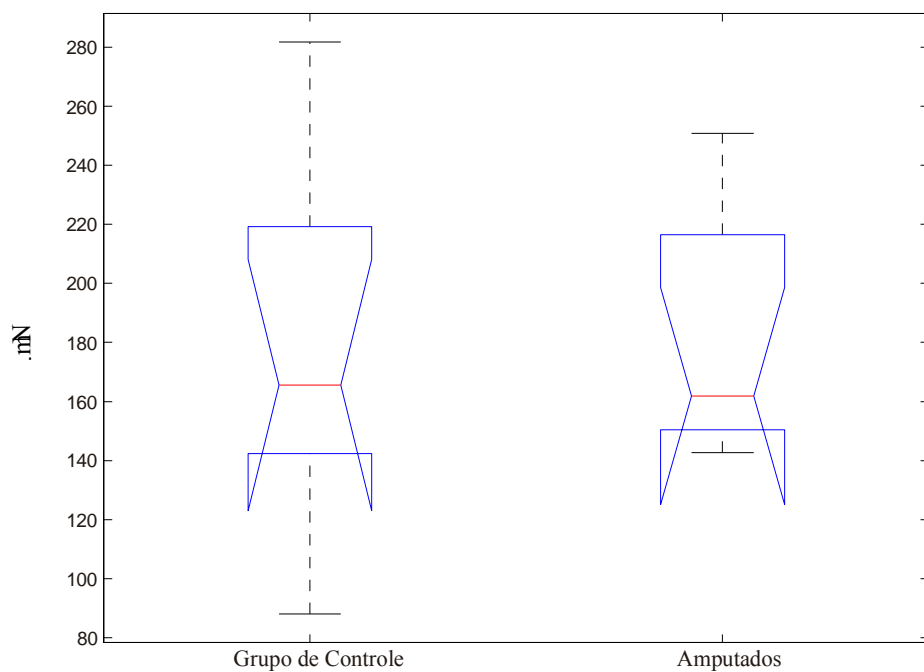
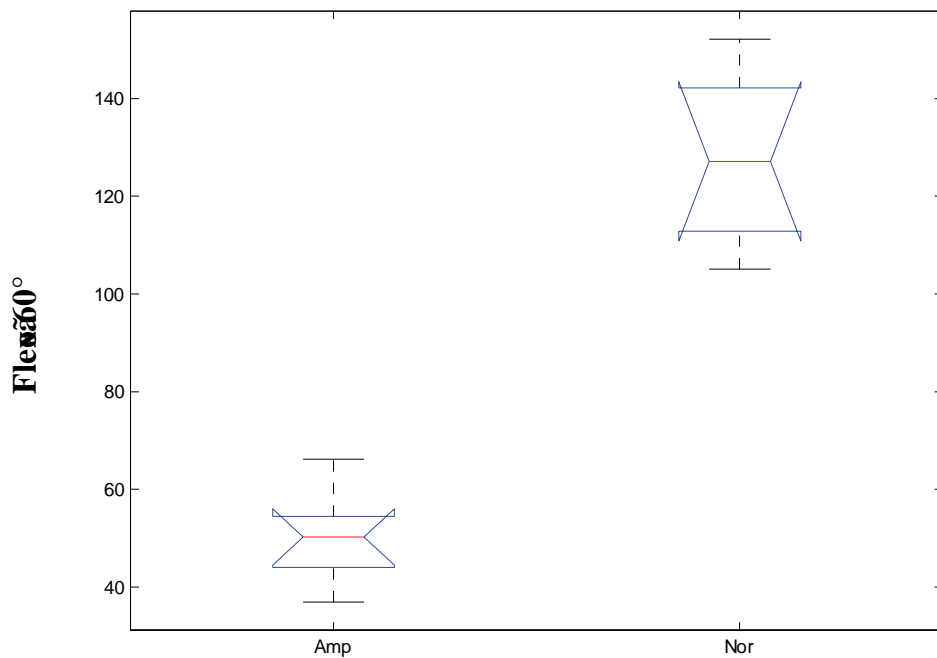
**Indivíduos Amputados:
Média de torque membro normal X membro amputado**



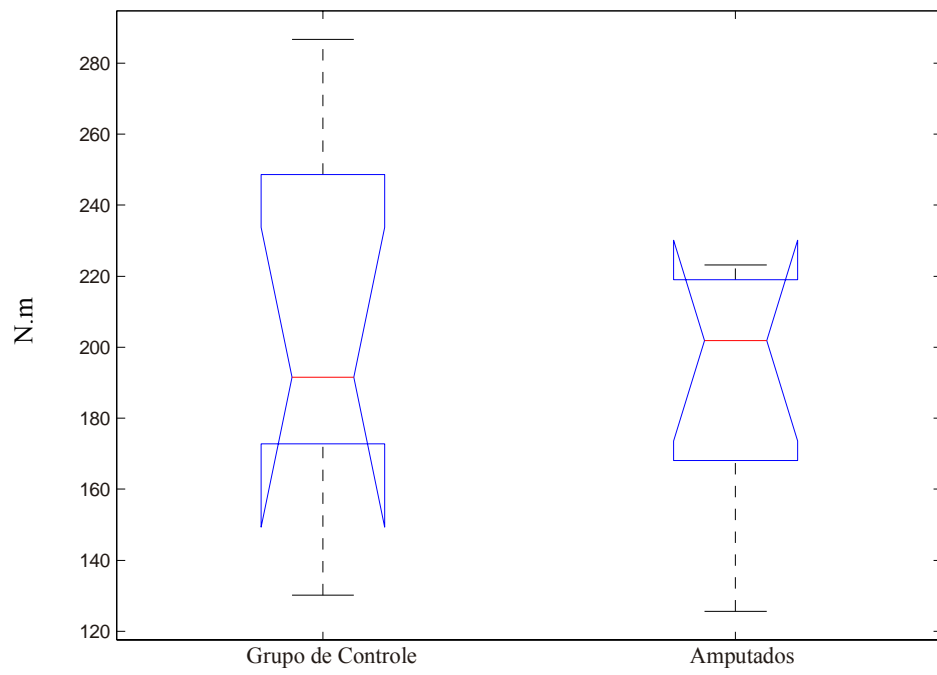
**Indivíduos Amputados:
Média de torque membro normal X membro amputado**



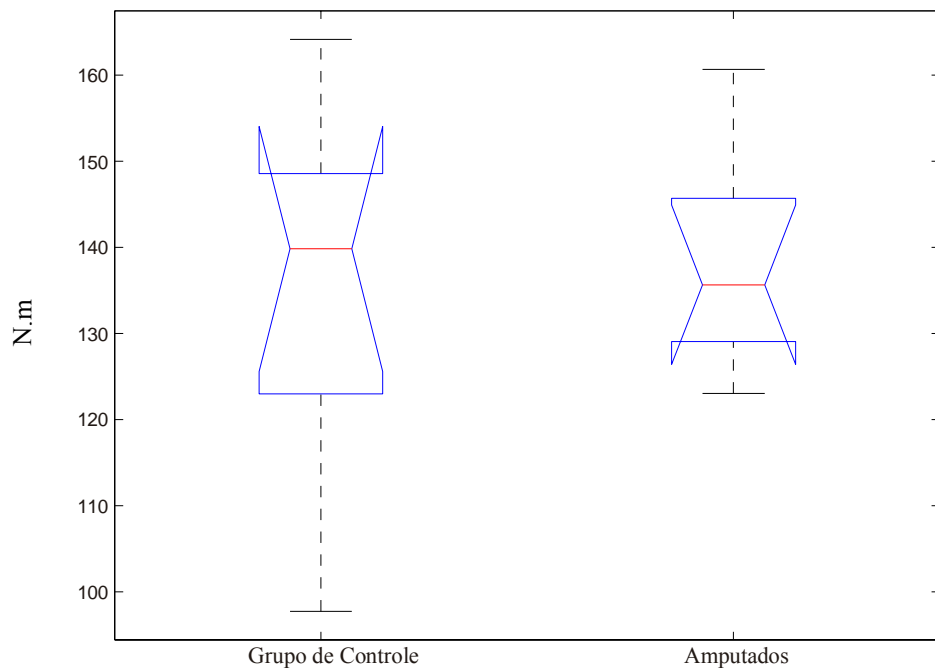
**Indivíduos Amputados:
Média de torque membro normal X membro amputado**



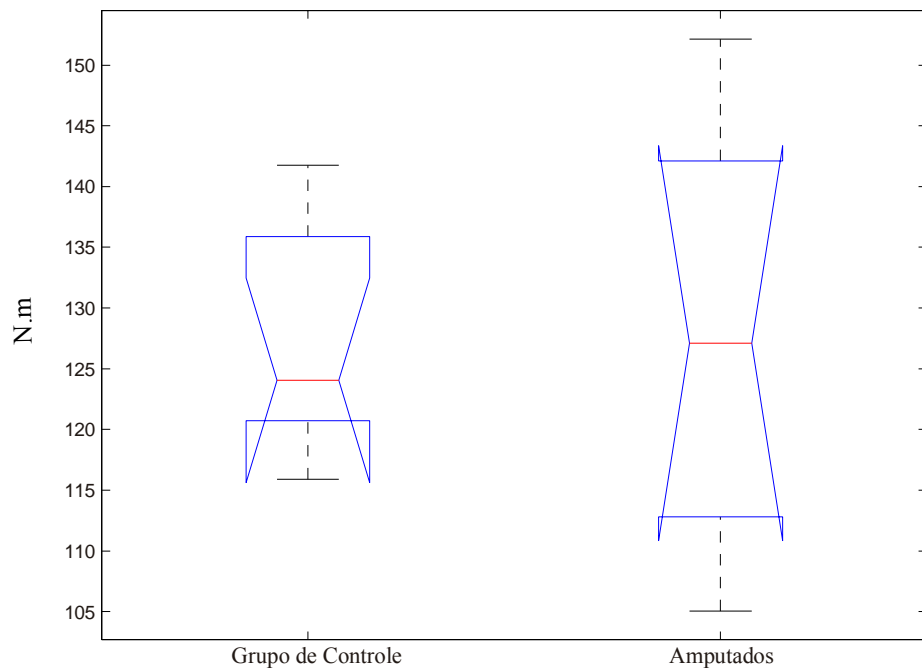
Interindivíduos - membro normal- Extensão 30°



Interindivíduos- membro normal- Extensão 60°



Interindivíduos- membro normal- Flexão 30°



Interindivíduos - membro normal- Flexão 60°