

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E DANÇA

Ana Paula Schú de Souza

**PROPOSIÇÃO E VALIDAÇÃO DE MODELOS DE PREDIÇÃO DA FORÇA
APLICADA NOS PÉS NO EXERCÍCIO *FOOTWORK SERIES* DO PILATES
REALIZADO NO REFORMER**

Porto Alegre

2020

Ana Paula Schú de Souza

**PROPOSIÇÃO E VALIDAÇÃO DE MODELOS DE PREDIÇÃO DA FORÇA
APLICADA NOS PÉS NO EXERCÍCIO *FOOTWORK SERIES* DO PILATES
REALIZADO NO REFORMER**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência do Movimento Humano da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

Orientador: Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss

Porto Alegre

2020

CIP - Catalogação na Publicação

Souza, Ana Paula Schú de
PROPOSIÇÃO E VALIDAÇÃO DE MODELOS DE PREDIÇÃO DA
FORÇA APLICADA NOS PÉS NO EXERCÍCIO FOOTWORK SÉRIES DO
PILATES REALIZADO NO REFORMER. / Ana Paula Schú de
Souza. -- 2020.
134 f.
Orientador: Jefferson Fagundes Loss.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal do
Rio Grande do Sul, Escola de Educação Física, Programa
de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano,
Porto Alegre, BR-RS, 2020.

1. Exercício Físico. 2. Método Pilates. 3. Modelos
de Predição. 4. Pé diabético. I. Loss, Jefferson
Fagundes, orient. II. Título.

Elaborada pelo Sistema de Geração Automática de Ficha Catalográfica da UFRGS com os
dados fornecidos pelo(a) autor(a).

AGRADECIMENTOS

Primeiramente gostaria de agradecer ao Biomec UFRGS, especialmente, aos professores Jefferson Loss e Cláudia Candotti pela oportunidade de fazer parte deste grupo, onde a prática da ciência é realizada com dedicação e competência, concretizando objetivos e realizando sonhos.

De forma muito especial agradeço ao meu orientador Professor Jefferson Loss pela paciência e pela orientação em cada uma das etapas do Mestrado.

Agradeço com todo o carinho e admiração à Professora Cláudia Candotti pela inspiração desde a Especialização.

Meu agradecimento ao Professor Robertson Mário Scalon por ter oportunizado, ainda durante a minha graduação, a iniciação científica, fazendo com que despertasse em mim o interesse e a motivação para buscar a especialização e a pós-graduação.

Agradeço muito, muito, muito ao pessoal do *``Foco, força e fé``*: *Laura, Igor, Vicente, Renan e Angelo* por toda parceria, apoio e dedicação nas coletas e no *SMART tracker*, vocês são nota mil! Desejo sucesso e alegrias nas carreiras acadêmica e profissional de vocês.

Agradeço ao colega Wagner Rosa de Oliveira pela ajuda nas coletas em muitas segundas-feiras e nas mudanças do estúdio de Pilates.

Muito obrigada *Fê*, Fernanda Enck Muller, pela disponibilidade, pelos contatos e indicações de participantes para as coletas, e por acelerar comigo nas saídas da ESEFID.

Muito obrigada *Rê*, Renata Carrasco, pela parceria *beginner* e na música *``Boa sorte``*.

Muito obrigada às colegas Grazielle Gelain e Tatiane Borsoi, pelo carinho e incentivo.

Agradeço às alunas do Projeto Método Pilates para a Comunidade - Ano 1 e à Rejane Roggen e família, por terem participado com muito carinho e motivação da coleta de dados.

Agradeço ao colega do PPG Pedro Schons, pela paciência e pelas discussões sobre estatística.

Agradeço a todos que participaram do estudo: colegas do Biomec, colegas do PPG, colaboradores da ESEFID, meus alunos do *Mobilitat* Pilates, meus colegas instrutores de Pilates, meus amigos de toda a vida e todas aquelas MUITAS pessoas que tive a oportunidade de conhecer através das coletas.

Agradeço à equipe da secretaria do LAPEX pela disponibilidade e motivação.

Muito obrigada às queridas Ana e Mariana (Biblioteca ESEFID) pelo auxílio na formatação da dissertação.

Agradeço ao meu esposo, Guilherme Berriel, pelas palavras de incentivo que não permitem que eu desista dos meus e dos nossos sonhos.

Agradeço ao meu irmão Cídio pelas boas energias.

Muito obrigada ao Aslan (meu *pet*), presentinho de Deus, pela alegre e amorosa companhia durante os momentos desafiadores de todo o mestrado.

Como a gratidão não tem fronteiras, com muito amor, agradeço aos meus pais Célia & Paulo (*In memoriam*) e a minha filha, a ``anjinha`` Clara menina, por me fazerem forte frente aos desafios.

Para finalizar, agradeço a CAPES. O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001.

``As ideias das pessoas são pedaços da sua felicidade``

William Shakespeare

RESUMO

Introdução: O Método Pilates possui exercícios e acessórios específicos para os pés. Um dos exercícios é o *footwork series* no *Reformer*, no qual, entre os objetivos está o fortalecimento e o alinhamento dos membros inferiores, a funcionalidade dos pés e dos tornozelos. As diretrizes sobre diabetes recomendam o monitoramento da sobrecarga nos pés para esta população. Considerar o *footwork series* no *Reformer* como uma opção de exercício para indivíduos diabéticos, passa pelo conhecimento da força imposta pelo exercício sobre os pés. **Objetivos:** Desenvolver e validar modelos preditivos multivariados que permitam estimar a magnitude da força aplicada nos pés, durante o exercício *footwork series* no *Reformer*. **Métodos:** A amostra foi composta por 101 adultos saudáveis, de ambos os sexos, praticantes de diferentes níveis de Pilates e não-praticantes, que foram divididos em dois subgrupos: (1) 86 participantes foram destinados à predição do modelo e (2) 15 participantes foram destinados à validação do modelo. Foi utilizada a estatística inferencial para descrever a amostra. Para desenvolvimento das equações foi utilizada a regressão linear múltipla para as posições *Toes*, *Heels*, *Arches* e *Tendon Stretch*, e para a avaliação dos modelos foram utilizados o R múltiplo e o erro RMS. **Resultados:** Ao utilizar as variáveis carga, deformação e ritmo obteve-se modelos viáveis para as posições *Toes* (R múltiplo: 0,718), *Heels* (R múltiplo: 0,736) e *Tendon Stretch* (R múltiplo: 0,743). Não foram obtidos modelos viáveis para a posição *Arches*. **Conclusão:** A magnitude de força aplicada sobre os pés no *footwork series* realizado no *Reformer* pode ser estimada para as posições *Toes*, *Heels* e *Tendon Stretch*. Recomenda-se as equações que utilizam as variáveis preditoras carga, deformação e ritmo, por serem variáveis mais acessíveis e disponíveis nos estúdios de Pilates. Os modelos apresentados pelo presente estudo são capazes de auxiliar o instrutor de Pilates no planejamento da prescrição do *footwork series* no *Reformer*, no controle e adequação da sobrecarga sobre o aparelho locomotor e no monitoramento da sobrecarga sobre os pés, além de, possibilitar que estudos futuros investiguem a contribuição do *footwork series* no *Reformer* para indivíduos diabéticos.

Palavras-chave: Exercício físico, Método Pilates, Modelos de predição, Pé diabético.

ABSTRACT

Introduction: The Pilates Method has specific exercises and accessories for the feet. One of the exercises is called *footwork series* – done on the Reformer – which aims to strengthen and align the lower limbs and to improve the function of the feet and ankles. The guidelines on diabetes recommend monitoring the overload on the feet for this population. Considering the *footwork series* on the Reformer as an option of exercises for the diabetic people entails the knowledge of the force imposed by the exercises on the feet. **Objective:** To develop and validate multivariable predictive models which allow to estimate the magnitude of the applied force on the feet during the *footwork series* exercises on the Reformer. **Method:** The sample included 101 healthy adults, both genders, Pilates practitioners (at different levels) and non-practitioners, divided into two subgroups: (1) 86 participants designated to the prediction of the model and (2) 15 participants designated to the validation of the model. The inferential statistics were used to describe the sample. In order to develop the equations, the multiple linear regression was used in the Toes, Heels, Arches and Tendon Stretch (TS) positions. In order to evaluate the models, the coefficient of multiple correlation and the RMS error were used. **Results:** When using the variables load, spring deformation and rhythm, it was obtained variable models for the positions *Toes* (coefficient of multiple correlation : 0,718), *Heels* (coefficient of multiple correlation: 0,736), and *Tendon Stretch* (coefficient of multiple correlation: 0,743). It wasn't obtained any viable model for the position *Arches*. **Conclusion:** The magnitude of the applied force on the feet during the *footwork series* done on the Reformer can be estimated for the positions *Toes*, *Heels* and *Tendon Stretch*. Equations using the predictive variables load, deformation and rhythm are recommended, considering that they are variables easy to access and available in the Pilates studios. The models presented in this study provide useful information capable of assisting the Pilates instructor in the planning of the prescription of the *footwork series* on the Reformer, in addition to the control and adequacy of the overload on the locomotive system and the monitoring of the overload on the feet of the individual, also making possible for future studies to investigate the contribution of the *footwork series* done on the Reformer for the diabetic people.

Keywords: Exercise, Pilates Method, Forecasting, Diabetic foot.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Acessórios do Método Pilates específicos para os pés.....	18
Figura 2 – Aparelho Reformer (Studio Reformer 2 da Physio Pilates)	19
Figura 3 – (a) Posição <i>Toes</i> (antepé) (b) Posição <i>Arches</i> (mediopé).....	21
Figura 4 – (a) Posição <i>Heels</i> (retropé) (b) Posição <i>Tendon Stretch</i> (antepé).....	21
Figura 5 – Posição estática e o SGC.....	28
Figura 6 – Marcadores reflexivos e clusters utilizados durante as etapas de coleta de dados.	29
Figura 7 – Constante de rigidez das molas que compõe o Reformer.....	35
Figura 8 – Fluxo dos participantes no estudo	39

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Descrição das cargas.....	36
Tabela 2 – Análise descritiva da amostra referente ao subgrupo proposição do modelo	40
Tabela 3 – Caracterização quanto ao nível de prática e à linha de Pilates no subgrupo proposição do modelo.....	40
Tabela 4 – Análise descritiva da amostra referente ao subgrupo validação do modelo	41
Tabela 5 – Caracterização quanto ao nível de prática e à linha de Pilates no subgrupo validação do modelo.....	41
Tabela 6 – Distribuição das variáveis preditoras e preditas entre os subgrupos	41
Tabela 7 – Resumo do modelo para previsão da Magnitude da força <i>Toes</i> utilizando os previsores (Constante), Carga, Deslocamento e Fator inercial	42
Tabela 8 – Coeficientes padronizados da equação de predição da Magnitude da força <i>Toes</i>	42
Tabela 9 – Resumo do modelo para previsão da Magnitude da força <i>Heels</i> utilizando os previsores (Constante), Fator inercial, Carga e Deslocamento.....	43
Tabela 10 – Coeficientes padronizados da equação de predição da Magnitude da força <i>Heels</i>	44
Tabela 11 – Resumo do modelo para previsão da Magnitude da força <i>Arches</i> utilizando os previsores (Constante), Fator inercial, Carga e Deslocamento	45
Tabela 12 – Coeficientes padronizados da equação de predição da Magnitude da força <i>Arches</i>	45
Tabela 13 – Resumo do modelo para previsão da Magnitude da força <i>TS</i> utilizando os previsores (Constante), Fator inercial, Carga e Deslocamento	46
Tabela 14 – Coeficientes padronizados da equação de predição da Magnitude da força <i>TS</i>	47
Tabela 15 – Performance dos modelos	48

LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 1 – Índice IMC	27
Equação 2 – Modelo de regressão linear múltipla	36
Equação 3 – Erro RMS.....	38
Equação 4 – Equação de predição da Magnitude da força <i>Toes</i> , com as variáveis preditivas Carga, Deslocamento e Fator inercial.....	42
Equação 5 – Equação de predição da Magnitude da força <i>Toes</i> , com as variáveis preditivas Carga, Deslocamento e Ritmo	43
Equação 6 – Equação de predição da Magnitude da força <i>Toes</i> , com as variáveis preditivas Carga, Deslocamento, Ritmo, Altura e Massa corporal	43
Equação 7 – Equação de predição da Magnitude da força <i>Heels</i> , com as variáveis preditivas Carga, Deslocamento e Fator inercial.....	44
Equação 8 – Equação de predição da Magnitude da força <i>Heels</i> , com as variáveis preditivas Carga, Deslocamento e Ritmo	44
Equação 9 – Equação de predição da Magnitude da força <i>Heels</i> , com as variáveis preditivas Carga, Deslocamento, Ritmo, Altura e Massa corporal	44
Equação 10 – Equação de predição da Magnitude da força <i>Arches</i> , com as variáveis preditivas Carga, Deslocamento e Fator inercial.....	45
Equação 11 – Equação de predição da Magnitude da força <i>Arches</i> , com as variáveis preditivas Carga, Deslocamento e Ritmo	46
Equação 12 – Equação de predição da Magnitude da força <i>Arches</i> , com as variáveis preditivas Carga, Deslocamento, Ritmo, Altura e Massa corporal	46
Equação 13 – Equação de predição da Magnitude da força TS, com as variáveis preditivas Carga, Deslocamento e Fator inercial.....	46
Equação 14 – Equação de predição da Magnitude da força TS, com as variáveis preditivas Carga, Deslocamento e Ritmo	47
Equação 15 – Equação de predição da Magnitude da força TS, com as variáveis preditivas Carga, Deslocamento, Ritmo, Altura e Massa corporal	47

LISTA ABREVIATURAS E SIGLAS

ADM: amplitude de movimento

AR: posição *Arches* do *footwork series* no *Reformer*

cm: centímetro

eixo X: médio-lateral

eixo Y: vertical

eixo Z: postero-anterior

erro RMS: *root mean square error*

HE: posição *Heels* do *footwork series* no *Reformer*

ICC: coeficiente de correlação intraclasse

IMC: índice de massa corporal

kg: quilograma

kgf: quilograma força

m: metros

s: segundos

s²: segundos ao quadrado

SCG: sistema de coordenadas global

TCLE: termo de consentimento livre e esclarecido

TO: posição *Toes* do *footwork series* no *Reformer*

TS: posição *Tendon Stretch* do *footwork series* no *Reformer*

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	14
2	OBJETIVOS.....	16
	2.1 OBJETIVO GERAL	16
	2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	16
3	REVISÃO DE LITERATURA	17
	3.1 MÉTODO PILATES	17
	3.1.1 Os pés no Método Pilates.....	17
	3.1.2 O <i>Reformer</i>	18
	3.1.3 O <i>footwork series</i> no <i>Reformer</i>	19
	3.2 EVIDÊNCIAS SOBRE A MAGNITUDE DE FORÇA NO EXERCÍCIO FOOTWORK NO REFORMER .	22
	3.3 EVIDÊNCIAS SOBRE EXERCÍCIO FÍSICO E NEUROPATIA DIABÉTICA	24
4	MATERIAIS E MÉTODOS	27
	4.1 FONTE DE DADOS	27
	4.1.1 Procedimentos de coletas de dados para proposição do modelo	27
	4.1.2 Procedimentos de coletas de dados para validação do modelo	30
	4.1.3 Datas referentes ao período das coletas	31
	4.2 PARTICIPANTES	32
	4.2.1 Critérios de elegibilidade	32
	4.3 VARIÁVEL PREDITA	32
	4.4 VARIÁVEIS PREDITORAS	33
	4.5 TAMANHO AMOSTRAL	33
	4.6 PERDA DE DADOS	34
	4.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA	34
	4.7.1 Tratamento das variáveis	35
	4.7.2 Tipologia do modelo	36
	4.7.3 Cálculo da variável preditora.....	37
	4.7.4 Comparação entre os modelos	38
	4.7.5 Validação dos modelos.....	38
5	RESULTADOS.....	39
	5.1 PARTICIPANTES	39
	5.1.1 Características dos participantes.....	40
	5.1.2 Comparação entre os grupos	41
	5.2 ESPECIFICAÇÕES DOS MODELOS.....	42
	5.2.1 Magnitude de força <i>Toes</i>	42
	5.2.2 Magnitude de força <i>Heels</i>	43
	5.2.3 Magnitude de força <i>Arches</i>	45
	5.2.4 Magnitude de força <i>Tendon Stretch</i>	46
	5.3 PERFORMANCE DOS MODELOS	47
6	DISCUSSÃO	49
	6.1 DESEMPENHO DOS MODELOS	53
	6.2 APLICABILIDADE DOS MODELOS	54
	6.3 LIMITAÇÕES.....	55
7	CONCLUSÃO.....	57
8	PERSPECTIVAS.....	58
	REFERÊNCIAS.....	59
	APÊNDICE 1 – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	63
	APÊNDICE 2 – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	65

APÊNDICE 3 – ANAMNESE	67
APÊNDICE 4 – MODELO PARA A MAGNITUDE DA FORÇA TOES (variáveis preditoras: Carga, Deslocamento, Fator Inercial)	68
APÊNDICE 5 – Modelo para a Magnitude da Força TOES (variáveis preditoras: Carga, Deslocamento, Ritmo)	73
APÊNDICE 6 – MODELO PARA A MAGNITUDE DA FORÇA TOES (variáveis preditoras: Carga, Deslocamento, Ritmo, Altura e Massa corporal)	78
APÊNDICE 7 – MODELO PARA A MAGNITUDE DA FORÇA HEELS (variáveis preditoras: carga, deslocamento, fator inercial)	85
APÊNDICE 8 – MODELO PARA A MAGNITUDE DA FORÇA HEELS (variáveis preditoras: Carga, Deslocamento, Ritmo)	90
APÊNDICE 9 – MODELO PARA A MAGNITUDE DA FORÇA HEELS (variáveis preditoras: Carga, Deslocamento, Ritmo, Altura e Massa corporal)	95
APÊNDICE 10 – MODELO PARA A MAGNITUDE DA FORÇA ARCHES (variáveis preditoras: Carga, Deslocamento, Fator Inercial)	101
APÊNDICE 11 – MODELO PARA A MAGNITUDE DA FORÇA ARCHES (variáveis preditoras: Carga, Deslocamento, Ritmo)	106
APÊNDICE 12 – Modelo para a Magnitude da Força ARCHES (variáveis preditoras: Carga, Deslocamento, Ritmo, Altura e Massa corporal)	111
APÊNDICE 13 – MODELO PARA A MAGNITUDE DA FORÇA TENDON STRETCH (variáveis preditoras: Carga, Deslocamento, Fator Inercial)	117
APÊNDICE 14 – MODELO PARA A MAGNITUDE DA FORÇA TENDON STRETCH (variáveis preditoras: Carga, Deslocamento, Ritmo)	122
APÊNDICE 15 – MODELO PARA A MAGNITUDE DA FORÇA TENDON STRETCH (variáveis preditoras: Carga, Deslocamento, Ritmo, Altura e Massa corporal)	127
ANEXO A – Checklist TRIPOD	134

1 INTRODUÇÃO

O Método Pilates por ter sua filosofia voltada para a saúde integral, autonomia e funcionalidade possui uma preocupação especial com os pés, uma vez que, Joseph Pilates desenvolveu para os pés exercícios e acessórios específicos, um destes exercícios é o *footwork series* no Reformer (PILATES & MILLER, 2010; PANELLI & DE MARCO, 2009).

O *footwork series* tem como objetivo o fortalecimento e o alinhamento dos membros inferiores e a funcionalidade dos pés e tornozelos (ESCOLA DE PILATES CONDICIONAMENTO FÍSICO E MENTAL, 2015; PANELLI & DE MARCO, 2009). Assim, é possível pensar, que devido aos objetivos o *footwork series* no Reformer possa vir a ser uma opção, dentre outros exercícios do Método, para a neuropatia diabética, inclusive, como forma de prevenção do pé diabético.

As diretrizes, nacional e internacional sobre o diabetes, recomendam para a neuropatia diabética os exercícios aeróbios e resistidos de intensidade moderada, desde que, não haja úlceras ativas nos pés, além, de que devem ser excluídos os exercícios com sustentação de peso corporal quando o resultado das avaliações de sensibilidade sinestésica e proprioceptiva e do exame periódico dos pés, concluem alterações (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2019/2020; AMERICAN DIABETES ASSOCIATION, 2020). O Método Pilates, provavelmente por falta de evidências, ainda não está entre as modalidades de exercício físico indicado pelas diretrizes para a neuropatia diabética.

Tendo em vista, a recomendação das diretrizes sobre o monitoramento da intensidade e da repercussão sobre os pés dos exercícios físicos praticados por indivíduos diabéticos, o primeiro passo para que o Pilates possa vir a ser indicado como exercício físico para esta população, é o conhecimento das características biomecânicas dos exercícios do Método, inclusive antes de um estudo de intervenção. A biomecânica vem contribuindo com importantes informações sobre os exercícios de Pilates, no que diz respeito, à ativação muscular e ao conhecimento das forças externas e internas (WERBA; *et al*, 2017, BONEZI; *et al*, 2017, BRODT; *et al*, 2014, CARTERJI; *et al*, 2015, MELO; *et al*, 2011, SILVA, 2011). Porém, até onde se pode investigar, não há informações sobre a magnitude de força aplicada nos pés no *footwork series* no Reformer, bem como, não há

possibilidade de mensurar a força exercida sobre os pés sem instrumentação específica.

Nesta perspectiva, este estudo visa, além de, quantificar a força aplicada nos pés durante a execução do *footwork series* no *Reformer*, utilizando instrumentação específica (BRODT; *et al*, 2014), desenvolver e validar modelos preditivos que permitam estimar a magnitude da força aplicada nos pés. Espera-se que os modelos propostos pelo presente estudo possam vir a ser utilizados como ferramenta de auxílio na prescrição do exercício e de monitoramento da sobrecarga no aparelho locomotor e da força aplicada nos pés. Também, a partir desse estudo de base, espera-se proporcionar a possibilidade de ser investigada a contribuição do *footwork series* no *Reformer* para indivíduos diabéticos.

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

Desenvolver e validar modelos que estimem a força aplicada nos pés durante o exercício *footwork series* do Pilates no *Reformer*.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Quantificar a força aplicada nos pés durante o *footwork series* no *Reformer*;
- Estimar a magnitude da força aplicada nos pés no exercício *footwork series* no *Reformer* a partir de modelos de regressão linear múltipla;
- Validar os modelos encontrados a partir da concordância entre a força medida e a força estimada.

3 REVISÃO DE LITERATURA

3.1 MÉTODO PILATES

O Método Pilates foi pensado para todas as pessoas, com o objetivo de desenvolver as capacidades correspondentes às tarefas diárias. É um sistema de condicionamento físico e mental, baseado em um conhecimento integrado que busca o equilíbrio entre força e flexibilidade e o restabelecimento da conexão central do corpo, considerando os princípios fundamentais: concentração, centralização, fluidez, respiração, precisão, controle e relaxamento (ISACOWITZ & CLIPPINGER, 2013; PANELLI & DE MARCO, 2009).

Joseph H. Pilates desenvolveu exercícios para serem realizados em diferentes posições (decúbito dorsal, sentado, ajoelhado, inclinado e em pé). Os aparelhos especializados que constituem o Método oferecem um conjunto de resistências variáveis ao esforço muscular e são combinados com os exercícios de solo (*mat* Pilates) (APARÍCIO & PEREZ, 2005).

Os exercícios de Pilates seguem uma ordem que compõe os níveis básico, intermediário, avançado e super avançado e são executados de acordo com as necessidades, habilidades e limitações individuais de cada praticante (PANELLI & DE MARCO, 2009).

Uma aula de Pilates é composta por exercícios realizados no *mat*, no *Reformer* e, no mínimo, em mais dois dos aparelhos do Método (*Cadillac*, *Hight Chair*, *Wunda Chair*, *Barrel*) que são destinados para as especificidades do praticante (ESCOLA DE PILATES CONDICIONAMENTO FÍSICO E MENTAL, 2015). Dentre as especificidades estão os exercícios para o fortalecimento, alongamento e equilíbrio da musculatura dos pés.

3.1.1 Os pés no Método Pilates

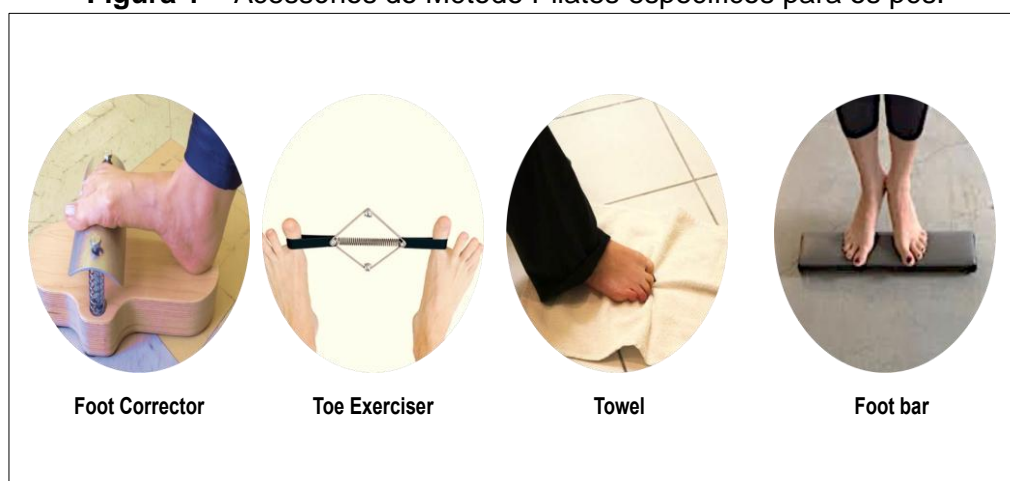
O pé é composto por ligamentos, músculos intrínsecos e extrínsecos, ossos e articulações. A estrutura do pé é complexa em sua composição e função, por apresentar relações únicas e distintas de qualquer outra parte do corpo humano. Além de movimento, as articulações e os ossos do pé fornecem estrutura para a marcha humana, onde a interação dessas estruturas permite o movimento de propulsão e ao mesmo tempo a estabilidade para a permanência em pé. As estruturas ósseas que compõe o pé e tornozelo humanos são capazes de suportar

120% do peso corporal durante a caminhada e 300% do peso corporal durante a corrida (KLUESNER & MORRIS, 2011).

O Método Pilates utiliza três posturas de pés nos exercícios: (1) pés paralelos afastados na largura do quadril, posição que proporciona mais base e equilíbrio; (2) postura Pilates ou “V”, nesta postura os calcanhares ficam unidos e os dedos dos dois pés ficam separados pela distância de dois dedos a um punho; (3) pés paralelos unidos, é a postura mais desafiadora por ser menos estável. O propósito de diferentes posturas do pé é organizar e alinhar os membros inferiores a partir das necessidades de cada cliente, considerando tronco, quadris e joelhos e objetivando um melhor alinhamento corporal (ESCOLA DE PILATES CONDICIONAMENTO FÍSICO E MENTAL, 2015).

Joseph Pilates deixa claro no seu Método a importância de se ter o peso corporal igualmente distribuído sobre os pés, para que os membros inferiores, a pelve e a parte superior do tronco possam ter bom alinhamento e equilíbrio muscular, promovendo um suporte adequado para as atividades diárias como: andar, sentar e correr. O *foot corrector* e o *toe exerciser* são acessórios específicos do Método para os pés, assim como, os exercícios que utilizam a *towel* e a *foot bar* (Figura 1) (PANELLI & DE MARCO, 2009).

Figura 1 – Acessórios do Método Pilates específicos para os pés.



Fonte: elaborada pelo autor.

3.1.2 O Reformer

O *Reformer* (Figura 2) tem como ideia central “reformatar” o corpo através de um trabalho integral da ponta dos pés até a cabeça. O equipamento consiste em uma plataforma semelhante a uma cama, onde um carro desliza sobre rodas em

uma estrutura de alumínio ou madeira. O carro é composto por uma peça móvel para apoiar a cabeça e dois blocos para apoiar os ombros e é preso à plataforma pela barra de molas, além disso, uma barra de pés, alças e tiras também compõe o *Reformer*. As molas oferecem uma carga variável e representam a função dos músculos e cada exercício realizado no *Reformer* possui um número específico de molas, que desempenham um papel de resistência, usualmente denominadas de carga dos exercícios, ou de assistência (ESCOLA DE PILATES CONDICIONAMENTO FÍSICO E MENTAL, 2015). Há diferentes tipos e modelos de *Reformer* que variam de acordo com o fabricante e a linha do Método de Pilates (clássico ou contemporâneo).

Figura 2 – Aparelho *Reformer*
(Studio Reformer 2 Physio Pilates®).



Fonte: Physio Pilates®

Existem cerca de cem exercícios diferentes que podem ser executados no *Reformer* nas posições: em pé, sentado, deitado e ajoelhado, que estimulam grande número de grupos musculares simultaneamente. As séries de exercícios no *Reformer* estabelecem sequências específicas de movimentos constantes, fluentes e com ordem pré-estabelecida, que visa estimular e compensar os grupos musculares (PANELLI & DE MARCO, 2009; APARÍCIO & PEREZ, 2005).

3.1.3 O *footwork series* no *Reformer*

O *footwork series* é um dos principais exercícios do Método e está presente nos repertórios de todos os níveis de prática que compõe o Pilates: iniciantes, intermediários e avançados. Ele é o primeiro da sequência de exercícios realizados no *Reformer* e consiste em quatro posições (*toes*, *arches*, *heels*, *tendon*

stretch) realizadas sequencialmente em decúbito dorsal e em cadeia cinética fechada. Os objetivos do *footwork series* são: aquecer o corpo, fortalecer as pernas e os pés, melhorar a mobilidade e o alinhamento dos quadris, joelhos, pés e tornozelos, melhorar a postura e o alinhamento corporal. Não há intervalos entre as posições, o exercício é interrompido apenas para posicionar o pé condizente com a da próxima posição do exercício, e no caso, da posição *tendon stretch*, além da troca da posição do exercício, ocorre a extensão do quadril e dos joelhos. O movimento de extensão de quadril e joelhos ocorre nas posições *toes* (Figura 3 a), *arches* (Figura 3 b) e *heels* (Figura 4 a), onde a posição inicial é do quadril e joelhos fletidos próximos ao ângulo de 90 graus. Na posição *tendon stretch* o quadril e os joelhos permanecem estendidos durante todo o tempo, o exercício consiste na flexão plantar e dorsiflexão da articulação dos tornozelos (Figura 4 b). O número mínimo de repetições do exercício são oito e o número máximo são dez repetições, não há intervalo entre as repetições (ESCOLA DE PILATES CONDICIONAMENTO FÍSICO E MENTAL, 2015; FILHO & GARCIA, 2012; POLESTAR PILATES, 2012).

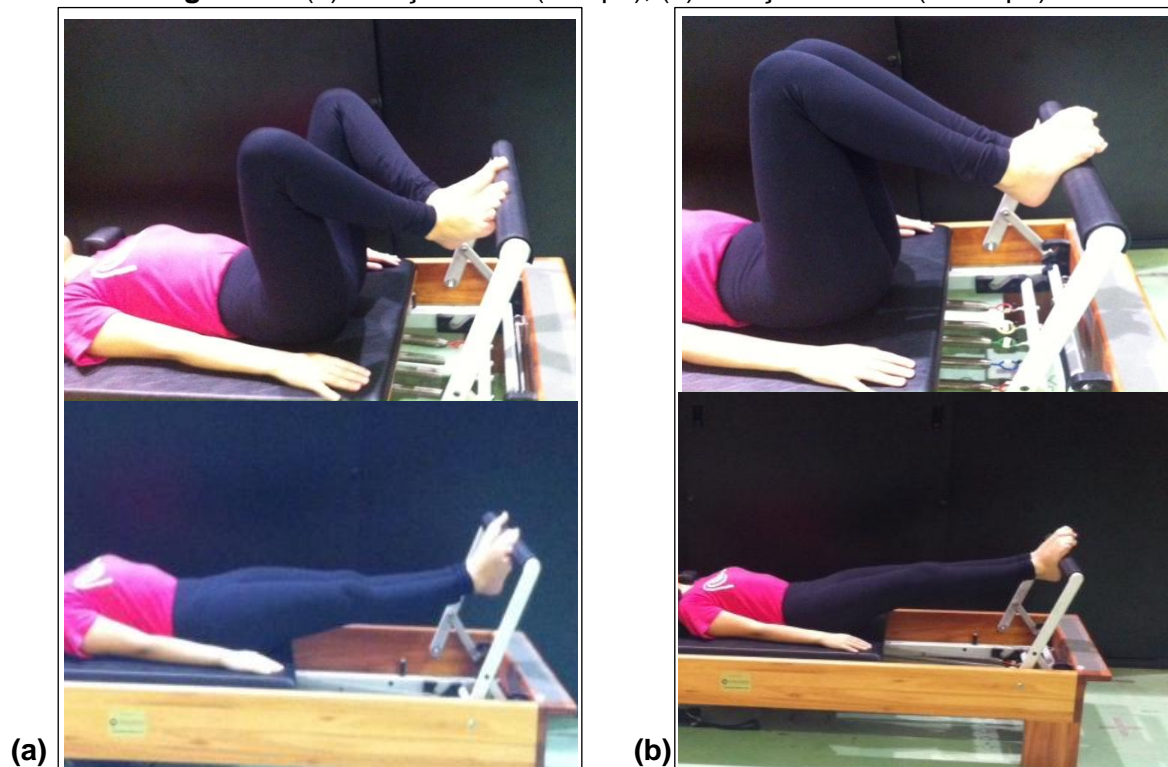
Quanto à carga, o *footwork series* deve ser executado com todas as molas, mas não havendo a possibilidade de execução com a carga máxima, a carga deve ser reduzida gradualmente (pela retirada de molas), de forma a condizer com a capacidade do aluno (ESCOLA DE PILATES CONDICIONAMENTO FÍSICO E MENTAL, 2015).

Quanto ao ritmo de execução, o *footwork series* no *Reformer* segue os critérios propostos pelo Método, o qual o ritmo baseia-se nos princípios precisão e fluidez e no nível do praticante. O princípio da precisão está relacionado à técnica dos exercícios e o princípio da fluidez caracteriza-se por movimentos dinâmicos e energéticos (SOUZA; *et al*, 2018), desta forma, a precisão está relacionada ao ritmo lento e a fluidez ao ritmo rápido.

No que diz respeito ao ritmo e nível de prática, o praticante iniciante realiza 50% das repetições com precisão e 50% com fluidez, o praticante intermediário realiza 25% das repetições com precisão e 75% com fluidez, e o praticante avançado realiza 100% das repetições com fluidez. Há exceção na execução da posição *toes*, para os intermediários e avançados, que deve ser realizada 50% das repetições com precisão e 50% com fluidez, como os iniciantes. A sequência de repetições, de todas as quatro posições que compõe o *footwork*

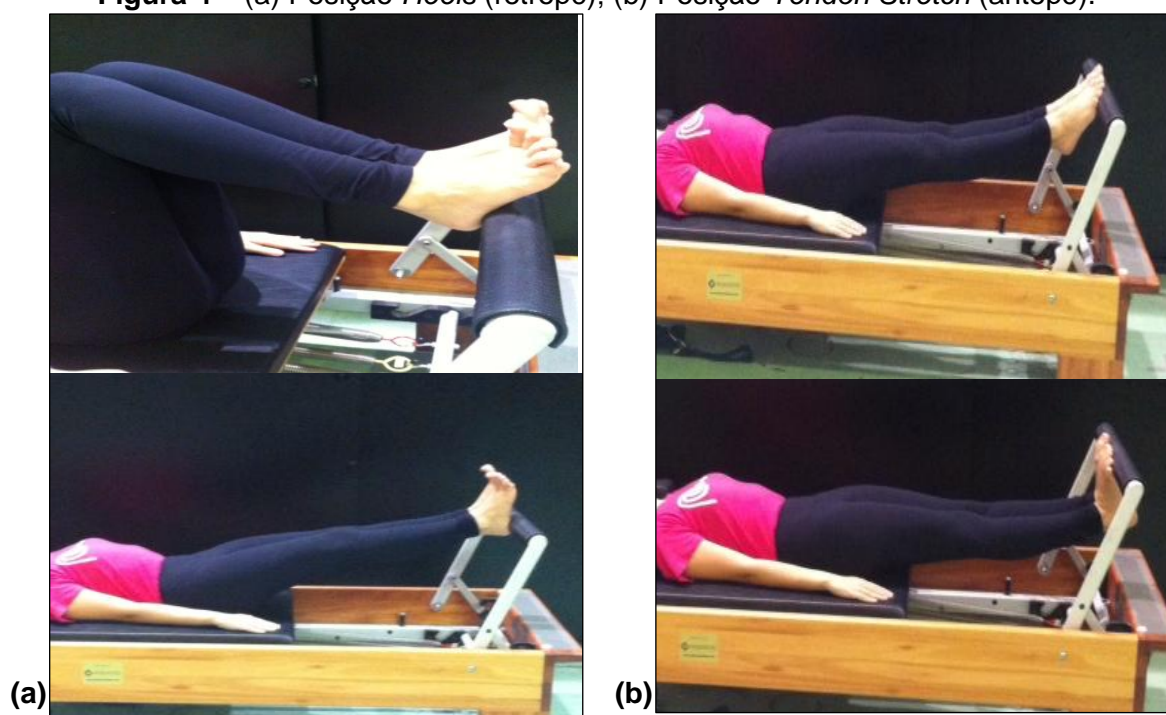
series, inicia pela precisão e finaliza com a fluidez (ESCOLA DE PILATES CONDICIONAMENTO FÍSICO E MENTAL, 2015).

Figura 3 – (a) Posição *Toes* (antepé); (b) Posição *Arches* (mediopé).



Fonte: elaborada pelo autor.

Figura 4 – (a) Posição *Heels* (retropé); (b) Posição *Tendon Stretch* (antepé).



Fonte: elaborada pelo autor.

É possível observar que um ritmo misto (precisão/fluidez) caracteriza o Pilates e que embora haja orientação referente ao número de repetições a serem executadas de acordo com cada um dos dois princípios e o nível do praticante, o ritmo não é definido pelo Método de forma quantitativa e sim de forma conceitual, o que traz subjetividade à relação ritmo e intensidade do exercício.

3.2 EVIDÊNCIAS SOBRE A MAGNITUDE DE FORÇA NO EXERCÍCIO FOOTWORK NO REFORMER

O estudo de Self, *et al;* (1996) foi o primeiro a avaliar a magnitude de força no exercício *footwork* no *Reformer*. A amostra do estudo foi composta por 10 bailarinos de ambos os sexos e o instrumento de coleta de dados utilizado foram células de carga conectadas diretamente às molas do *Reformer*. Os pés dos participantes permaneceram em contato com uma prancha de saltos acoplada no *Reformer* junto à barra de pés do equipamento. O estudo avaliou as magnitudes de força durante o *demi-plié* na primeira e na quinta posições do *ballet*, realizadas no *Reformer* com duas e quatro molas e na posição em pé (utilizando uma plataforma de força), além de, avaliar o ângulo mínimo de extensão e máximo de flexão dos joelhos nas duas posições e com as duas diferentes combinações de molas. O estudo concluiu que as maiores magnitudes de força no *Reformer* (30 Kgf) foram encontradas nas bailarinas quando realizaram o *demi-plié* na primeira posição do *ballet* utilizando quatro molas do *Reformer*. Outra conclusão do estudo é que, embora as mulheres possuíssem altura inferior aos homens, apresentaram maior ângulo de extensão dos joelhos o que resultou em uma maior deformação das molas, portanto, em maior magnitude de força. A relação deformação da mola e magnitude de força constatada no estudo é prevista pela Lei de Hooke (ARANHA, *et al;* 2016).

Buscando preencher uma lacuna deixada por Self, *et al;* (1996), que ao fixarem as células de carga diretamente às molas desconsideraram as forças inerciais que podem ser geradas pelo movimento do carro do *Reformer*, Brodt, *et al;* (2014) desenvolveram uma barra instrumentada, possível de ser acoplada à barra de pés do *Reformer* e capaz de medir diretamente a magnitude e a direção da força aplicada sobre a barra. A barra instrumentada desenvolvida foi capaz de medir, com alta confiabilidade (repetibilidade ICC:0,98 e reprodutibilidade

ICC:0,99), a magnitude de força no exercício *footwork* considerando todos os fatores determinantes da magnitude de força, inclusive o componente inercial. Os resultados do estudo concluíram que as magnitudes de força medidas pela barra instrumentada são superiores às estimadas e que houve diferença significativa ($p < 0,001$) entre todas as situações avaliadas: velocidade (lenta e rápida), posições dos pés (antepé, mediopé e retropé) e número de molas (1 mola, 2 molas, 3 molas e 4 molas). Ao comparar as magnitudes de força mensuradas com velocidades diferentes e entre as posições de pés não houve diferença significativa, e embora tenha havido diferença entre as magnitudes de força mensuradas com diferentes número de molas, demonstrando que quanto maior o número de molas maior a magnitude de força, apenas houve diferença significativa entre os maiores números de molas e os menores. O estudo ressaltou a importância da barra instrumentada para observar o comportamento da magnitude de força durante os diferentes exercícios realizados no *Reformer* e o comportamento da magnitude de força em diferentes populações. Os autores recomendaram que futuros estudos desenvolvessem um dispositivo capaz de medir a magnitude de força aplicada por cada um dos pés de forma independente.

Machado, *et al*; (2013) desenvolveram duas plataformas de força extensométricas, de baixo custo, capazes de ser adaptadas à barra de pés do *Reformer* que possibilitaram a avaliação da força de forma independente para cada um dos membros inferiores. Em um estudo que avaliou 20 indivíduos executando o *footwork* com dois tipos de molas, foram encontradas diferenças entre a produção de força para o mesmo membro entre os dois tipos de molas ($p < 0,001$) e entre os membros direito e esquerdo para a mola de menor constante elástica ($p < 0,006$). Para a mola de maior constante elástica não foram encontradas diferenças entre os membros direito e esquerdo ($p < 0,108$). O resultados apontam a importância da quantificação da força unilateral para a prescrição do exercício *footwork* no *Reformer* (MACHADO, *et al*; 2016).

A magnitude de força no *footwork* no *Reformer* também foi estimada por Bonezi, *et al*; (2017). O estudo utilizou uma equação matemática, determinada com a utilização do software *Matlab*, que considerou o número de molas, a constante elástica das molas e a variação do comprimento das molas (conhecida a partir da estatura do indivíduo). O estudo também estimou a magnitude de força no *footwork* na *Chair*, comparando os resultados encontrados nos dois aparelhos do Pilates. A

magnitude de força média no *Reformer* foi de 30 Kgf procedente de 18 mulheres praticantes de Pilates. O estudo se preocupou em avaliar as amplitudes de movimento do joelho e do quadril, em virtude, da relação força-comprimento que é afetada pela variação da amplitude de movimento. A variação da amplitude de movimento do joelho e quadril, apresentados pela amostra no *Reformer*, foram respectivamente: entre 80 e 160 graus e entre 110 a 160 graus. Na *Chair* a variação da amplitude de movimento do joelho e quadril foram respectivamente: entre 60 e 100 graus e entre 90 a 120 graus, e a magnitude de força média encontrada foi também de 30 Kgf, o que demonstra que as amplitudes de movimento de joelho e quadril não interferiram na magnitude de força.

3.3 EVIDÊNCIAS SOBRE EXERCÍCIO FÍSICO E NEUROPATIA DIABÉTICA

As neuropatias diabéticas são descritas como a complicação mais comum decorrente do diabetes mellitus e são classificadas em: neuropatia difusa, mononeuropatia, radiculopatia e neuropatias não diabéticas. A polineuropatia somática diabética ou polineuropatia simétrica distal (pertencente ao grupo da neuropatia difusa) constitui a forma clínica mais frequente de neuropatia em diabéticos, sendo considerada a causa principal do mecanismo “pé do diabético”. Caracteriza-se pela perda progressiva da função das fibras nervosas apresentando manifestações periféricas e autonômicas que acometem pernas, pés e também as mãos. Os principais sintomas são os sensoriais: queimação, formigamento, sentimento de choque elétrico, dor e hipersensibilidade ao toque, e as principais consequências são a diminuição do equilíbrio e da força muscular (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2019-2020; NASCIMENTO; *et al*, 2016; VINIK; *et al*, 2014).

A neuropatia periférica motora, que recebe esta denominação de acordo com a gravidade e progressão dos acometimentos da neuropatia simétrica distal, leva a transtornos específicos na estrutura osteoarticular do pé, onde a insensibilidade, a fraqueza muscular e a diminuição de amplitude de movimento, do complexo pé-tornozelo, resultam no então chamado “pé do diabético”. A principal consequência da patologia é o desarranjo na musculatura intrínseca do pé, causando atrofia e perda da mobilidade articular. Os dedos em martelo e em garra, o deslocamento de coxins gordurosos sob as cabeças dos metatarsos, são as principais deformidades, causadas pela neuropatia diabética, onde o aumento das

pressões plantares nessas regiões, predispõe ulcerações, infecções, necrose e amputações (SARTOR; *et al*, 2012; SACCO; *et al*, 2009).

Em virtude das alterações na amplitude de movimento e na força dos pés e tornozelos a absorção de carga é comprometida, e a consequência é a perda da capacidade funcional em relação às habilidades em executar tarefas físicas, portanto, há uma relação importante da neuropatia diabética com a diminuição da força muscular e atrofia dos membros inferiores (FRANCIA; *et al*, 2015; FRANCIA; *et al*, 2014; NOZABIELI; *et al*, 2012).

A *American Diabetes Association* (2020) e a Sociedade Brasileira de Diabetes (2019-2020) restringem o exercício físico e a atividade física que suportem o peso corporal para aqueles indivíduos com lesões nos pés ou feridas abertas, e solicitam o cuidado com os pés, através de exame diário, para detectar as lesões precocemente, bem como, o uso de calçados adequados. As recomendações da *American Diabetes Association* (2020) para o idoso diabético são treinamento de flexibilidade e equilíbrio de 2 a 3 vezes por semana, onde a yoga e o tai chi são as recomendações preferenciais para flexibilidade, força muscular e equilíbrio.

Na literatura são encontrados estudos onde exercícios apresentam resultados positivos para os neuropatas diabéticos e contribuem para a discussão que permeia o exercício físico para esta população: se os exercícios físicos devem ou não ter a restrição do suporte de peso corporal. Por exemplo, exercícios de fortalecimento, alongamento e treinamento funcional para a função do pé em pacientes com polineuropatia simétrica distal melhoraram a distribuição da pressão plantar e a condição funcional do pé de neuropatas diabéticos (SARTOR; *et al*, 2012).

Uma revisão sistemática de ensaios clínicos randomizados com metanálise, realizada por Maronesi, *et al*; (2016), encontrou desfechos positivos para as valências físicas equilíbrio e força muscular, e para o índice glicêmico em neuropatas diabéticos que realizaram exercícios de fortalecimento de tríceps sural, inversores e eversores de tornozelos e quadríceps, exercícios de equilíbrio, fortalecimento de membros superiores na posição sentada, fortalecimento de membros inferiores, caminhada, exercício de intensidade moderada na esteira e exercícios de mobilidade funcional para a melhora da ADM do complexo pé-

tornozelo e fortalecimento dos músculos envolvidos. O tempo de intervenção variou entre 3 a 48 semanas.

Kluding, *et al*; (2017) abordaram a segurança e a viabilidade do exercício com e sem suporte de peso, em pessoas com neuropatia diabética, e os exercícios para fortalecimento de membros inferiores, equilíbrio e caminhada não aumentaram a incidência de quedas, assim como, exercícios aeróbios e de resistência não aumentaram a dor e demais sintomas neuropáticos, e concluíram que os exercícios com e sem sustentação de peso são seguros para neuropatas diabéticos. Para os casos de história ou úlcera atual nos pés ou deformidades significativas, o exercício mais indicado foi o sem suporte de peso, como por exemplo, bicicleta estacionária, remo ergômetro ou natação.

Exercícios com suporte de peso de intensidade moderada, como: caminhada ao ar livre, caminhada na esteira, exercícios de equilíbrio, exercícios de fortalecimento de membros inferiores usando o peso corporal e o tai chi, vem apresentando resultados positivos nas variáveis força, função física e atividade sem causar dano aos neuropatas diabéticos. E o treinamento aeróbio, especificamente, melhora o equilíbrio e o risco de quedas (KLUDING; *et al*, 2017; DIXIT; *et al*, 2016; TUTTLE; *et al*, 2012).

A primeira análise bibliométrica sobre exercício e dor neuropática foi realizada por Chen & Wang (2020) e avaliou a tendência global e potencial de desenvolvimento no campo da pesquisa sobre exercícios e dor neuropática nos últimos 15 anos. O estudo demonstrou uma nova perspectiva sobre as tendências do exercício físico e dor neuropática, onde as evidências sugerem que o exercício físico pode efetivamente aliviar a dor neuropática e melhorar a qualidade de vida.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

A descrição da metodologia seguiu as diretrizes do TRIPOD (*Transparent Reporting of a multivariable prediction model for Individual Prognosis or Diagnosis*) conforme proposto por Collins, *et al;* (2015), e um quadro resumo do *checklist* consta no Anexo 1 desta dissertação.

4.1 FONTE DE DADOS

Os dados foram obtidos em duas etapas: coleta de dados para proposição do modelo e coleta de dados para validação do modelo.

4.1.1 Procedimentos de coletas de dados para proposição do modelo

A coleta de dados referente a esta etapa ocorreu com a seguinte sequência:

- 1) Os participantes foram informados sobre os procedimentos realizados durante a coleta e receberam o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE 1), e ao concordarem com o mesmo assinaram o TCLE;
- 2) Os participantes foram orientados a usar *shorts* ou sunga ou biquíni;
- 3) Foi realizada uma anamnese (APÊNDICE 3);
- 4) A estatura (m) e a massa corporal (kg) foram autorreferidas e o índice de massa corporal (IMC) foi calculado utilizando a equação (1):

$$IMC = \frac{Peso}{Estatura^2} \quad (1)$$

- 5) Para a realização da captura da posição estática (Figura 5), através da cinemetria, foram colocados 10 marcadores reflexivos esféricos nos membros inferiores e pés: espinhas ilíacas ântero-superiores, trocânteres maiores, côndilos laterais, maléolos e segundos metatarsos, além de, 4 clusters: coxas e pernas, que tinham como finalidade reconstruir os segmentos do corpo durante a análise do movimento.

Figura 5 - Posição estática e o SCG.



Fonte: elaborada pelo autor.

- 6) Para a continuidade do procedimento de coleta de dados foram mantidos apenas os clusters e os marcadores reflexivos dos metatarsos (Figura 6);
- 7) Foi realizada a familiarização com o *footwork series* no *Reformer* onde o participante foi orientado verbalmente a realizar 3 repetições de cada uma das 4 posições que compõe o exercício, totalizando 12 repetições, executadas com a carga máxima. Não houve intervalo entre as repetições e entre as posições. O ritmo de execução das 10 repetições foi autosseleccionado.

Figura 6 - Marcadores reflexivos e clusters utilizados durante as etapas de coleta de dados.



Fonte: elaborada pelo autor.

- 8) Após um intervalo de 3 minutos, teve início a etapa principal da coleta de dados, onde o participante realizou 10 repetições de cada uma das 4 posições que compõe o *footwork series*, com as três cargas e ritmo auto-selecionado, totalizando 120 repetições. A pesquisadora realizou a contagem do número de repetições e informou ao participante, verbalmente, o início do exercício e o final das 10 repetições e orientou o participante para a realização do exercício. Entre cada posição do exercício houve um intervalo de dois minutos, assim como também, entre cada mudança de carga. Para otimizar o procedimento, a ordem das execuções (cargas x posições do exercício) foram aleatorizadas manualmente, em uma planilha por participante (APÊNDICE 3), antes do início das coletas do dia, onde primeiramente foi enumerada a ordem das cargas e em seguida a ordem das posições do exercício. O participante realizou todas as quatro posições do exercício com a mesma carga.

4.1.2 Procedimentos de coletas de dados para validação do modelo

A coleta de dados referente a esta etapa ocorreu com a seguinte sequência:

- 1) Os participantes foram informados sobre os procedimentos realizados durante a coleta e receberam o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE 2), e ao concordarem com o mesmo assinaram o TCLE;
- 2) Foi realizada uma anamnese (APÊNDICE 3);
- 3) A estatura e a massa corporal foram autorreferidas e o índice de massa corporal (IMC) foi calculado;
- 4) Para a realização da captura da posição estática (Figura 5), através de cinematria, foram colocados 10 marcadores reflexivos esféricos nos membros inferiores e pés: espinhas ilíacas ântero- superiores, trocânteres, côndilos, maléolos e segundo metatarsos, além de, 4 *clusters*: coxas e pernas;
- 5) Para a continuidade do procedimento de coleta de dados foram retirados os marcadores reflexivos, com exceção, dos metatarsos e os quatro *clusters* também permaneceram (Figura 6);
- 6) Para a familiarização os participantes foram orientados verbalmente a realizar 3 repetições de cada uma das 4 posições que compõe o exercício, totalizando 12 repetições. Não houve intervalo entre as repetições e entre as posições. O ritmo de execução das 12 repetições foi autosseleccionado. Houve um intervalo de 3 minutos antes do início da etapa seguinte.
- 7) Foram realizadas 10 repetições de cada uma das 4 posições sequenciais que compõe o *footwork series*, totalizando 40 repetições. A pesquisadora realizou a contagem do número de repetições e informou ao participante, verbalmente, o início do exercício e o final das 10 repetições, e orientou o participante para a realização do exercício. A carga utilizada foi a máxima para os participantes de nível intermediário e avançado, e para os

participantes não praticantes de Pilates e de nível iniciante foi utilizada a carga intermediária, seguindo as orientações da Escola de Pilates Condicionamento Físico e Mental (2015). O ritmo de execução foi orientado pela pesquisadora, que considerou a técnica preconizada pela Escola de Pilates Condicionamento Físico e Mental (2015), que foi de acordo com o nível de prática de Pilates dos participantes e da seguinte forma: Os não praticantes de Pilates realizaram todos as repetições com precisão e os participantes de nível iniciante realizaram, em cada uma das 10 repetições que compõe cada uma das 4 posições do exercício, 50% das repetições com precisão e 50% das repetições com o fluidez. Os praticantes de nível intermediário realizaram, em cada uma das 10 repetições que compõe cada uma das 4 posições do exercício, 25% das repetições com precisão e 75% com fluidez, e os praticantes de nível avançado realizaram todas as 40 repetições com fluidez. Assim, a sequência de repetições, de todos os níveis de prática e de todas as quatro posições, sempre iniciou pela precisão e finalizou com a fluidez. Não houve intervalo entre as repetições. O comando verbal utilizado foi composto por: (1) nome do exercício, (2) posicionamento do corpo do participante no *Reformer*, (3) orientações que levaram o participante ao movimento proposto pelo exercício.

4.1.3 Datas referentes ao período das coletas

As coletas de dados destinadas à proposição do modelo ocorreram no período de 01/08/2019 a 18/12/2019. As coletas de dados destinadas à validação do modelo, ocorreram nos dias de 19 e 20/12/2019. As coletas de dados referentes à validação estavam previstas para serem executadas também em março de 2020. Entretanto, devido ao confinamento imposto pela pandemia do vírus Covid-19 não chegaram a ser efetuadas. Neste sentido, os dados de alguns dos participantes da etapa de proposição do modelo foram aproveitados para validação. Cabe ressaltar que os dados dos participantes foram utilizados em uma única etapa, não havendo sobreposição. Ambas as etapas de coleta de dados foram conduzidas pelo mesmo pesquisador e aconteceram no Setor de Biomecânica do LAPEX/ESEFID/UFRGS.

4.2 PARTICIPANTES

A população deste estudo foi composta por adultos pertencentes à comunidade interna e externa da ESEFID. A amostra foi não probabilística do tipo consecutiva e dividida em 2 subgrupos: subgrupo (1) destinado à proposição do modelo e subgrupo (2) destinado à validação do modelo.

4.2.1 Critérios de elegibilidade

Os indivíduos elegíveis para a inclusão, de ambos os subgrupos, foram homens e mulheres saudáveis com idade entre 18 e 64 anos, fisicamente ativos, que não estavam gestando, não tinham lesões ou patologias osteomusculares e osteoarticulares nos membros inferiores ou ocorrências destes nos últimos seis meses, não tinham realizado cirurgia nos membros inferiores nos últimos seis meses, não apresentavam contraindicações para o *footwork series* no *Reformer* e não eram incapazes de executar o *footwork series* com todas as molas (carga máxima) do *Reformer*. Como critérios de exclusão foi considerada a impossibilidade de execução dos exercícios por qualquer motivo: falta de força e/ou resistência, cansaço ou fadiga. Não houve exclusões entre os participantes.

4.3 VARIÁVEL PREDITA

A variável a ser predita é a magnitude da força aplicada nos pés, representativa da força de contato dos pés com a barra do *Reformer* em virtude da realização das quatro posições que compõe o exercício *footwork series* no *Reformer: toes, arches, heels e tendon stretch* (Figuras 3 e 4). Esta variável foi dividida em quatro desfechos, de acordo com a posição do exercício analisado:

- Magnitude de força *Toes*;
- Magnitude de força *Heels*;
- Magnitude de força *Arches*;
- Magnitude de força *Tendon Stretch*.

Esta variável foi mensurada através de uma barra instrumentada, cujo valor de força somente era conhecido após o término das coletas e consequente execução dos protocolos de análise. Desta forma, durante as coletas de dados,

nem os participantes, nem o pesquisador que orientava a execução dos exercícios, nem o operador do sistema conheciam o valor desta variável.

4.4 VARIÁVEIS PREDITORAS

Carga: se refere à quantidade de carga do exercício, e expressa pela constante de rigidez das molas do *Reformer*. Foram utilizadas três diferentes cargas: mínima, intermediária e máxima.

Deformação da mola: se refere à mudança de tamanho da mola.

Fator inercial: se refere ao efeito da massa que sofre aceleração durante o exercício. No *footwork series* a massa em movimento corresponde à soma da massa do executante com soma da massa do carrinho do *Reformer*.

Ritmo: se refere à cadência de execução do exercício, expresso pelo tempo de execução de cada repetição. O ritmo de execução foi auto selecionado para os participantes do subgrupo da predição. Para os participantes do subgrupo da validação, o ritmo foi de acordo com a técnica do Método Pilates.

Altura: se refere à estatura do indivíduo.

Massa: se refere à massa corporal do indivíduo.

4.5 TAMANHO AMOSTRAL

O tamanho amostral do subgrupo utilizado para proposição do modelo seguiu as recomendações de Field (2009) considerando como base a testagem do r^2 , onde o tamanho mínimo da amostra é determinado por $50 + 8K$ (K é o número de variáveis previsoras). Para fins de cálculo amostral foram utilizadas como previsoras entre 3 e 5 variáveis, portanto, o número mínimo amostral resultante ficou em torno de 90 indivíduos. Considerando uma possibilidade de perda amostral de até 10%, o tamanho da amostra final foi estimado em 100 indivíduos.

O tamanho amostral do subgrupo utilizado para validação foi calculado utilizando o *software* G*Power 3.1.9.2, com base na família de testes exatos e

utilizando o teste estatístico de correlação para um modelo normal bivariado e com os seguintes parâmetros: duas caudas; valor da hipótese nula de 0,40; poder de 80%; e nível de significância de 5% para detectar um valor r de 0,8. Com base nestes parâmetros, o tamanho amostral foi de 15 indivíduos. Considerando o número de participantes deste grupo, bem como a maior simplicidade do protocolo de coleta desta etapa, optou-se por não prever um aumento da amostra. Eventuais coletas adicionais seriam feitas caso houvesse necessidade.

4.6 PERDA DE DADOS

Durante o processamento dos dados, a etapa de digitalização da cinematria, que localiza os pontos de interesse no espaço tridimensional, é um processo automático realizado pelo software do sistema. A partir de uma identificação inicial de cada ponto, o *software* acompanha a movimentação dos pontos ao longo do movimento monitorado, identificando o ponto no espaço tridimensional. Eventualmente, o operador do sistema precisa intervir no processo, pois algum ponto não é visualizado no processo por alguns instantes, e o *software* se perde no processo, ou ainda, equivocadamente troca a identificação de pontos próximos. Em algumas situações, a digitalização se torna inviável pelo elevado número de pontos que o *software* não consegue digitalizar. Entre todas as situações coletadas, houve 03 situações em que a digitalização se mostrou inviável. Optou-se então por excluir os dados de 03 participantes da amostra de proposição do modelo. Em um único participante houve perda de alguns pontos que comprometeram o monitoramento de duas execuções. Neste caso específico, o valor médio das variáveis deste participante foi realizado a partir de 8 execuções, ao invés de 10.

Entre os 15 indivíduos que compuseram o grupo validação, 11 indivíduos realizaram os exercícios nas quatro posições, mas com apenas uma carga. Apenas os quatro indivíduos que foram realocados do grupo proposição do modelo realizaram o exercício com as três cargas previstas em cada uma das quatro posições.

4.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA

O *software* SPSS versão 20.0 foi utilizado para a análise de estatística, e o índice de significância adotado foi $\alpha < 0,05$.

4.7.1 Tratamento das variáveis

A curva de força, oriunda da barra instrumentada, e os dados de posição dos marcados reflexivos, foram processados inicialmente com um filtro digital passa-baixa, *Butterworth* de 4ª ordem, com frequência de corte de 5 Hz, de acordo com o critério de resíduos (WINTER, 2005). Com base na posição e deslocamento do marcador reflexivo fixado no carro do *Reformer* (ponto móvel) foi possível determinar o início e o final do ciclo de cada uma das 10 repetições realizadas em cada uma das situações de análise.

As curvas de dados foram recortadas com base no início e final do ciclo, definido pelo ponto móvel fixado ao carrinho, dando origem a 10 curvas representativas das 10 repetições. A partir destas curvas, as variáveis foram representadas da seguinte forma:

Magnitude da força: como a força varia ao longo do ciclo, para cada ciclo a magnitude foi representada pelo valor máximo dentro do ciclo. Como a força aplicada nos pés varia ao longo das repetições, a magnitude de força máxima foi quantificada através da média do valor máximo das 10 repetições.

Carga: a carga é oriunda da combinação de molas, onde cada mola apresenta sua constante de rigidez (Figura 7). Foram utilizadas três diferentes combinações de molas para determinar as cargas: carga mínima, apenas duas molas vermelhas; carga intermediária, 1 vermelha, 1 verde, 1 azul e 1 amarela; e carga máxima, todas as molas do *Reformer* (Tabela 1).

Figura 7 – Constante de rigidez das molas que compõe o *Reformer*.



Fonte: elaborada pelo autor.

Tabela 1 – Descrição das cargas.

Cargas	Combinações de molas	Rigidez (kgf/cm)
Mínima	2 vermelhas	0.38
Intermediária	1 vermelha, 1 verde, 1 azul e 1 amarela	0.63
	2 vermelhas, 1 verde, 1 azul e 1 amarela	0.82
Máxima	1 azul e 1 amarela	

Fonte: elaborada pelo autor.

Deformação da mola: para cada repetição foi determinada pela subtração entre a deformação máxima e a deformação da mola na posição de repouso. Como a deformação pode variar entre as repetições, a deformação foi quantificada pela média dos 10 valores referentes às 10 repetições.

Fator inercial: quantificado pelo produto entre a massa e a aceleração. No *footwork* a massa em movimento corresponde à soma da massa do executante com a massa do carro do *Reformer*, consideradas constantes durante toda a coleta. A aceleração foi estimada pelo valor da velocidade média (deformação da mola dividida pelo tempo) de cada repetição dividida pelo tempo. Como a aceleração pode variar entre as repetições, a aceleração foi quantificada pela média dos 10 valores referentes às 10 repetições.

Ritmo: o ritmo de cada posição foi expresso pela média do tempo das dez repetições.

Altura: a altura de cada indivíduo foi expressa pelo valor da estatura (autorreferida).

Massa: a massa de cada indivíduo foi expressa pelo valor da massa corporal (autorreferida).

4.7.2 Tipologia do modelo

Foi utilizado um modelo de regressão linear múltipla, conforme a equação (2):

$$Y_1 = b_0 + b_1X_1 + b_2X_2 + \dots + b_nX_n + \varepsilon_i \quad (2)$$

Em que:

Y_1 - variável de saída (magnitude da força)

b_0 - coeficiente linear (intercepto da equação no eixo das ordenadas)

b_1 - coeficiente do primeiro previsor (X_1)

b_2 - coeficiente do segundo previsor (X_2)

b_n - coeficiente do n-ésimo previsor (X_n)

ε_i - diferença entre o valor previsto e o observado de Y para o i-ésimo participante

Considerando que não há modelos similares na literatura, entende-se que se trata de um modelo exploratório. Com base em trabalhos que mediram a magnitude da força durante a execução do exercício *footwork* (Self, *et al*; 1996; Brodt, *et al*; 2014; MACHADO, *et al*; 2016), foram eleitas como variáveis preditoras a carga, a deformação das molas e o fator inercial. Tendo em vista a utilização do modelo em estúdios de Pilates, não apenas em situações laboratoriais, levou-se em consideração a possibilidade de se utilizar o ritmo como uma variável preditora, como alternativa à variável preditora fator inercial, pela maior simplicidade no cálculo. Na busca pelo aperfeiçoamento do modelo, considerando a grande variabilidade da força de contato dos pés com a barra, especialmente em relação a sua direção (CANTERGI, *et al*; 2015), foram consideradas também outras variáveis auxiliares, como altura e massa corporal, ambas de fácil obtenção fora do ambiente laboratorial.

4.7.3 Cálculo da variável preditora

A força prevista foi calculada conforme a equação (2) separadamente para cada uma das quatro posições analisadas, para os diversos modelos possíveis. Os modelos foram avaliados, em um primeiro momento, com base no valor de R múltiplo, fornecido pelo *software* SPSS. O valor de R múltiplo, referente à correlação entre os valores de força observados e os respectivos valores previstos pelos modelos, é uma medida de quão bem o modelo prevê os dados observados. Segue que o R^2 resultante pode ser interpretado como a quantidade de variação na variável de saída que pode ser creditada ao modelo (Field, 2009). Neste sentido, assumindo que o modelo deva prever minimamente 50% na

variação da magnitude da força, iremos considerar os modelos que apresentem pelo R múltiplo maior que 0,7.

4.7.4 Comparação entre os modelos

Foram considerados viáveis os modelos que apresentaram, primeiramente, pelo menos um valor de R múltiplo maior que 0,7. Também, foi levada em consideração a complexidade do modelo. Assim, mesmo que algum modelo apresentasse um valor de R maior, também foi levado em consideração o número de variáveis do modelo, e a respectiva dificuldade de obtenção da variável, em relação ao aumento do valor de R.

4.7.5 Validação dos modelos

Para validação dos modelos, foram utilizados os dados referentes às coletas de validação (n=15), cujos participantes não foram incluídos nas coletas de proposição dos modelos. Os valores de força previstos pelos modelos foram comparados, separadamente para cada uma das quatro posições analisadas, com os valores de força mensurados nas coletas de validação. O erro de cada modelo foi calculado pela equação (3):

$$erro_{RMS} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{15} (F_i - Y_i)^2}{15}} \quad (3)$$

Em que:

$erro_{RMS}$ – erro RMS de cada posição

F_i – força mensurada do i-ésimo participante

Y_i – força prevista para o i-ésimo participante

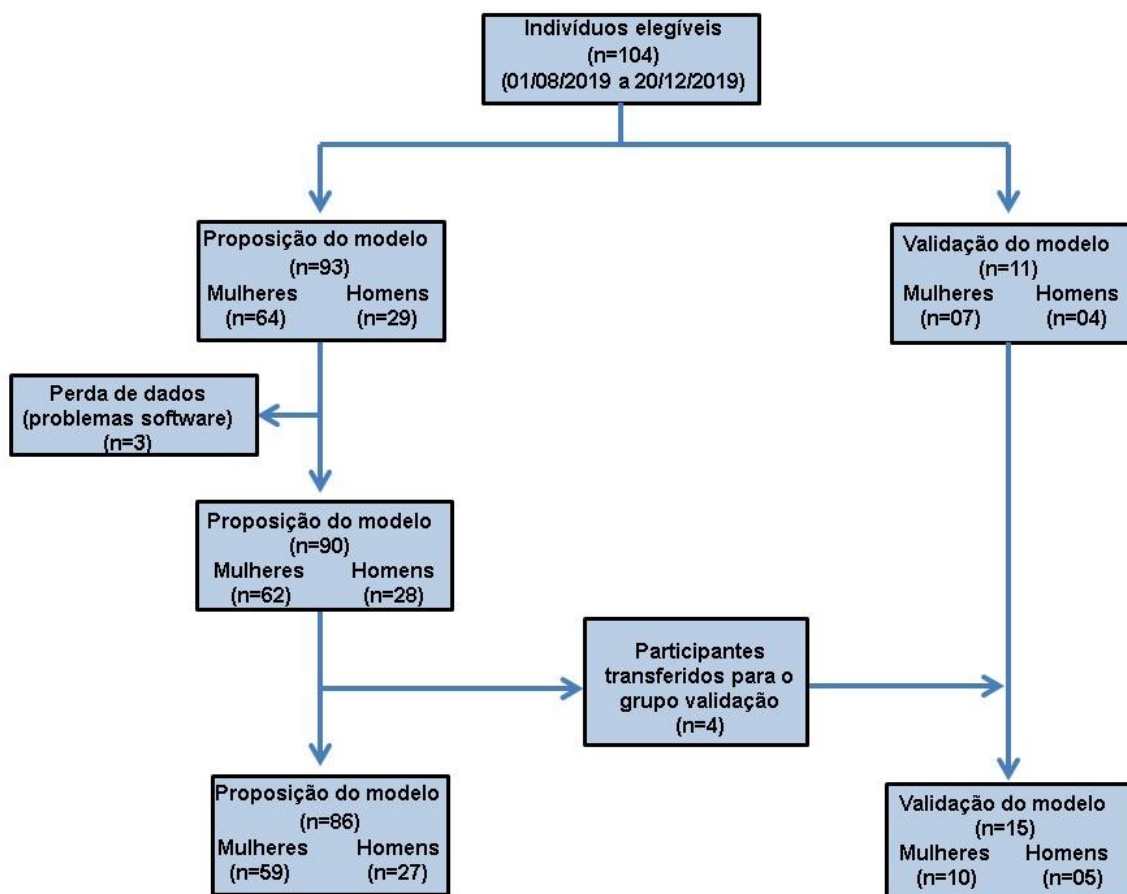
Como forma de avaliar a magnitude do erro, o erro RMS de cada posição foi dividido pelo valor médio da respectiva força mensurada, tendo seu valor expresso em termos percentuais.

5 RESULTADOS

5.1 PARTICIPANTES

Cento e quatro (104) participantes foram elegíveis para o estudo foram coletados, divididos em subgrupo de proposição do modelo (n=93) e subgrupo validação (n=11). Tendo em vista as restrições impostas pela pandemia do vírus Covid-19, as coletas foram interrompidas, e o número amostral estimado pelo cálculo amostral não foi alcançado. Optou-se por realocar alguns praticantes do grupo de proposição do modelo para completar o tamanho amostral do grupo de validação (Figura 8).

Figura 8 - Fluxo dos participantes no estudo.



Fonte: elaborada pelo autor.

5.1.1 Características dos participantes

O subgrupo de proposição do modelo foi composto por 59 mulheres e 27 homens (Tabela 2). Os participantes foram identificados quanto ao nível de prática (não praticantes ou praticantes). Os praticantes foram ainda caracterizados quanto ao nível de prática (iniciante, intermediário ou avançado) e a linha do Pilates (clássico ou contemporâneo) (Tabela 3).

Tabela 2 – Análise descritiva referente ao subgrupo proposição do modelo.

Variáveis	Média ± DP ^a	Erro padrão	CV ^b	IC ^c 95%
Idade (anos)	31,9 ± 11,5	1,24	0,36	29,5 – 34,4
Massa (kg)	66,0 ± 12,5	1,34	0,19	63,3 – 68,7
Estatura (m)	1,66 ± 0,1	0,01	0,06	1,6 – 1,7
IMC	23,8 ± 3,0	0,33	0,13	23,2 – 24,5

^aDesvio Padrão; ^bCoefficiente de Variação; ^cIntervalo de Confiança da Média.
Fonte: elaborada pelo autor.

Tabela 3 – Caracterização quanto ao nível de prática e à linha de Pilates no subgrupo proposição do modelo.

PRÁTICA (n=86)	NÍVEL DE PRÁTICA (n=35)	LINHA CONTEMPORÂNEA (n=21)	LINHA CLÁSSICA (n=14)
Não-praticantes	51		
	Iniciante	11	9
Praticantes	35	18	10
	Intermediário	6	2
	Avançado		4

Fonte: elaborada pelo autor

O subgrupo de validação do modelo foi composto por 10 mulheres e 5 homens (Tabela 4). Assim como no grupo de proposição, os participantes também foram identificados quanto ao nível de prática (não praticantes ou praticantes), e caracterizados quanto ao nível de prática (iniciante, intermediário ou avançado) e a linha do Pilates (clássico ou contemporâneo) (Tabela 5).

Tabela 4 – Análise descritiva da amostra referente ao subgrupo validação do modelo.

Variáveis	Média ± DP ^a	Erro padrão	CV ^b	IC ^c 95%
Idade (anos)	36,0 ± 13,7	3,53	0,38	28,4 - 43,6
Massa (kg)	70,0 ± 10,0	2,58	0,14	64,7 – 75,7
Estatura (m)	1,68 ± 0,08	0,02	0,05	1,6 – 1,7
IMC	24,7 ± 3,1	0,81	0,13	23,0 – 26,5

^aDesvio Padrão; ^bCoeficiente de Variação; ^cIntervalo de Confiança da Média.

Fonte: elaborada pelo autor.

Tabela 5 – Caracterização quanto ao nível de prática e à linha de Pilates no subgrupo validação do modelo.

PRÁTICA (n=15)	NÍVEL DE PRÁTICA (n=8)	LINHA CONTEMPORÂNEA (n=2)	LINHA CLÁSSICA (n=6)
Não-praticantes	7		
	Iniciante	2	2
Praticantes	8		5
	Intermediário	5	
	Avançado	1	1

Fonte: elaborada pelo autor.

5.1.2 Comparação entre os grupos

Os subgrupos foram comparados no que diz respeito às variáveis preditas e preditoras (Tabela 6).

Tabela 6 – Distribuição das variáveis preditoras e preditas entre os subgrupos.

Variáveis	Subgrupo proposição (Média ± DP ^a)	Subgrupo validação (Média ± DP ^a)
Magnitude da força Toes [kgf]	49,5 ± 20,0	50,1 ± 16,4
Magnitude da força Heels [kgf]	48,4 ± 18,5	44,2 ± 12,8
Magnitude da força Arches [kgf]	47,1 ± 17,2	47,4 ± 15,5
Magnitude da força TS [kgf]	58,8 ± 22,3	51,1 ± 22,2
Carga [kg/cm]	0,61 ± 0,18	0,66 ± 0,16
Deformação [m]	0,60 ± 0,03	0,61 ± 0,10
Fator inercial [kg.m.s ⁻²]	5,0 ± 3,7	4,0 ± 0,3
Ritmo [s]	5,6 ± 2,3	3,3 ± 0,4
Massa [kg]	66,0 ± 12,4	70,2 ± 10,0
Altura [m]	1,66 ± 0,10	1,68 ± 0,08

Fonte: elaborada pelo autor.

5.2 ESPECIFICAÇÕES DOS MODELOS

Os modelos foram construídos separadamente para cada uma das posições do *footwork series*. Serão apresentados aqui as principais informações de cada modelo. Dados adicionais podem ser visualizados em apêndices no final deste documento.

5.2.1 Magnitude de força Toes

Quando a magnitude da força máxima foi prevista para a posição *Toes*, utilizando as três variáveis preditoras básicas, o R múltiplo do modelo foi igual a 0,725 (Tabela 7).

Tabela 7 – Resumo do modelo para previsão da Magnitude da força Toes utilizando os previsores (Constante), Carga, Deslocamento e Fator inercial.

R	R ²	R ² ajustado	Erro padrão da estimativa	Sig. F	Durbin-Watson
,725	,526	,520	13,8310	,000	1,033

Fonte: elaborada pelo autor.

Os coeficientes padronizados para a o modelo de previsão da magnitude da força *Toes* a partir das três variáveis preditoras básicas, foram significativos, com exceção do coeficiente da variável preditora deslocamento (Tabela 8), resultando na equação de predição (4):

$$\text{Toes 1 [kgf]} = -6,826 + 78,235 \cdot \text{Carga [kg/cm]} + 9,516 \cdot \text{Deslocamento [m]} + 0,525 \cdot \text{Fator inercial [kg.m.s}^{-2}] \quad (4)$$

Tabela 8 – Coeficientes padronizados da equação de predição da Magnitude da força *Toes*.

Preditoras	Coeficientes padronizados	Sig.	Intervalo de confiança 95,0%	
			Limite inferior	Limite superior
(Constante)		,254	-18,585	4,932
Carga	,708	,000	68,775	87,694
Deslocamento	,054	,240	-6,409	25,440
Fator_inercial	,110	,017	,095	,955

Fonte: elaborada pelo autor.

Ao substituir a variável preditora fator inercial pelo ritmo, houve uma leve diminuição no valor de R múltiplo, caindo para 0,718. A significância das variáveis preditoras também foi alterada, onde agora apenas o ritmo não apresenta significância estatística (Apêndice 5). A equação (5) representa a predição da magnitude da força *Toes*, a partir das variáveis preditoras carga, deslocamento e ritmo:

$$\text{Toes 2 [kgf]} = - 6,323 + 78,957 * \text{Carga[kg/cm]} + 15,677 * \text{Deslocamento[m]} - 0,684 * \text{Ritmo[s]} \quad (5)$$

Utilizando as variáveis preditoras carga, deslocamento, ritmo, altura e massa corporal, houve um leve aumento no valor de R múltiplo para 0,721. A significância das variáveis preditoras também foi alterada, onde agora apenas a carga apresenta significância estatística (Apêndice 6). A equação (6) representa a predição da magnitude da força *Toes*, a partir das variáveis preditoras carga, deslocamento, ritmo, altura e massa corporal:

$$\text{Toes 3 [kgf]} = - 31,767 + 78,558 * \text{Carga[kg/cm]} + 6,260 * \text{Deslocamento[m]} - 0,915 * \text{Ritmo[s]} - 0,064 * \text{Massa[kg]} + 22,161 * \text{Altura[m]} \quad (6)$$

5.2.2 Magnitude de força *Heels*

Quando a magnitude da força máxima foi prevista para a posição *Heels*, utilizando as três variáveis preditoras básicas, o R múltiplo do modelo foi igual a 0,750 (Tabela 9).

Tabela 9 – Resumo do modelo para previsão da Magnitude da força *Heels* utilizando os previsores (Constante), Fator inercial, Carga e Deslocamento.

R	R ²	R ² ajustado	Erro padrão da estimativa	Sig. F	Durbin-Watson
,750	,563	,557	12.3222	,000	1,020

Fonte: elaborada pelo autor.

Os coeficientes padronizados para a o modelo de previsão da magnitude da força *Heels* a partir das três variáveis preditoras básicas, foram significativos,

com exceção do coeficiente da variável preditora deslocamento (Tabela 10), resultando na equação de predição (7):

$$\text{Heels 1} = -4,110 + 74,042 * \text{Carga}[\text{kg}/\text{cm}] + 5,449 * \text{Deslocamento}[\text{m}] + 0,958 * \text{Fator inercial}[\text{kg} \cdot \text{m} \cdot \text{s}^{-2}] \quad (7)$$

Tabela 10 – Coeficientes padronizados da equação de predição da Magnitude da força *Heels*.

Preditoras	Coeficientes padronizados	Sig.	Intervalo de confiança 95,0%	
			Limite inferior	Limite superior
(Constante)		,418	-14,088	5,868
Carga	,722	,000	65,581	82,503
Deslocamento	,034	,436	-8,307	19,205
Fator_inercial	,193	,000	,534	1,381

Fonte: elaborada pelo autor.

Ao substituir a variável preditora fator inercial pelo ritmo, houve uma leve diminuição no valor de R múltiplo, caindo para 0,736. A significância das variáveis preditoras também foi alterada, onde agora todas as variáveis apresentam significância estatística (Apêndice 8). A equação (8) representa a predição da magnitude da força *Heels*, a partir das variáveis preditoras carga, deslocamento e ritmo fica:

$$\text{Heels 2} = -0,025 + 74,749 * \text{Carga}[\text{kg}/\text{cm}] + 15,771 * \text{Deslocamento}[\text{m}] - 1,841 * \text{Ritmo}[\text{s}] \quad (8)$$

Utilizando as variáveis preditoras carga, deslocamento, ritmo, altura e massa corporal, houve um leve aumento no valor de R múltiplo para 0,741. A significância das variáveis preditoras também foi alterada, onde agora apenas a carga e o ritmo apresentam significância estatística (Apêndice 9). A equação (9) representa a predição da magnitude da força *Heels*, a partir das variáveis preditoras carga, deslocamento, ritmo, altura e massa corporal:

$$\text{Heels 3} = -30,044 + 74,103 * \text{Carga}[\text{kg}/\text{cm}] + 8,262 * \text{Deslocamento}[\text{m}] - 2,073 * \text{Ritmo}[\text{s}] - 0,042 * \text{Massa}[\text{kg}] + 23,171 * \text{Altura}[\text{m}] \quad (9)$$

5.2.3 Magnitude de força *Arches*

Quando a magnitude da força máxima foi prevista para a posição *Arches*, utilizando as três variáveis preditoras básicas, o R múltiplo do modelo foi igual a 0,300 (Tabela 11).

Tabela 11 – Resumo do modelo para previsão da Magnitude da força *Arches* utilizando os previsores (Constante), Fator inercial, Carga e Deslocamento.

R	R ²	R ² ajustado	Erro padrão da estimativa	Sig. F	Durbin-Watson
,300	,090	,079	16.5387	,000	1,467

Fonte: elaborada pelo autor.

Os coeficientes padronizados para a o modelo de previsão da magnitude da força *Arches* a partir das três variáveis preditoras básicas, foram significativos, com exceção do coeficiente da variável preditora fator inercial (Tabela 12), resultando na equação de predição (10):

$$\text{Arches 1} = 13,798 + 23,742 \cdot \text{Carga}[\text{kg/cm}] + 28,586 \cdot \text{Deslocamento}[\text{m}] + 0,303 \cdot \text{Fator inercial}[\text{kg.m.s}^{-2}] \quad (10)$$

Tabela 12 – Coeficientes padronizados da equação de predição da Magnitude da força *Arches*.

Preditoras	Coeficientes padronizados	Sig.	Intervalo de confiança 95,0%	
			Limite inferior	Limite superior
(Constante)		,090	-2,176	29,773
Carga	,249	,000	12,438	35,045
Deslocamento	,151	,016	5,470	51,702
Fator inercial	,068	,273	-,241	,848

Fonte: elaborada pelo autor.

Ao substituir a variável preditora fator inercial pelo ritmo, houve uma leve diminuição no valor de R múltiplo, caindo para 0,294. A significância das variáveis preditoras se manteve, e o ritmo que substitui o fator inercial também não apresentou significância estatística (Apêndice 11). A equação (11) representa a predição da magnitude da força *Arches*, a partir das variáveis preditoras carga, deslocamento e ritmo:

$$\text{Arches 2} = 13,548 + 23,832 \cdot \text{Carga}[\text{kg/cm}] + 31,223 \cdot \text{Deslocamento}[\text{m}] - 0,005 \cdot \text{Ritmo}[\text{s}] \quad (11)$$

Utilizando as variáveis preditoras carga, deslocamento, ritmo, altura e massa corporal, houve um leve aumento no valor de R múltiplo para 0,316. A significância das variáveis preditoras também foi alterada, onde agora apenas a carga apresenta significância estatística (Apêndice 12). A equação (12) representa a predição da magnitude da força *Heels*, a partir das variáveis preditoras carga, deslocamento, ritmo, altura e massa corporal:

$$\text{Arches 3} = 35,083 + 23,653 \cdot \text{Carga}[\text{kg/cm}] + 27,444 \cdot \text{Deslocamento}[\text{m}] - 0,006 \cdot \text{Ritmo}[\text{s}] + 0,245 \cdot \text{Massa}[\text{kg}] - 21,259 \cdot \text{Altura}[\text{m}] \quad (12)$$

5.2.4 Magnitude de força *Tendon Stretch*

Quando a magnitude da força máxima foi prevista para a posição TS utilizando as três variáveis preditoras básicas, o R múltiplo do modelo foi igual a 0,759 (Tabela 13).

Tabela 13 – Resumo do modelo para previsão da Magnitude da força TS utilizando os previsores (Constante), Fator inercial, Carga e Deslocamento.

R	R ²	R ² ajustado	Erro padrão da estimativa	Sig. F	Durbin-Watson
,759a	,577	,572	14.5591	,000	1,278

Fonte: elaborada pelo autor.

Os coeficientes padronizados para o modelo de previsão da magnitude da força TS a partir das três variáveis preditoras básicas, foram significativos, com exceção do coeficiente da variável preditora deslocamento (Tabela 14), resultando na equação de predição (13):

$$\text{TS 1} = -1,547 + 84,660 \cdot \text{Carga}[\text{kg/cm}] + 1,625 \cdot \text{Deslocamento}[\text{m}] + 0,856 \cdot \text{Fator inercial}[\text{kg.m.s}^{-2}] \quad (13)$$

Tabela 14 – Coeficientes padronizados da equação de predição da Magnitude da força TS.

Preditoras	Coeficientes padronizados	Sig.	Intervalo de confiança 95,0%	
			Limite inferior	Limite superior
(Constante)		,805	-13,849	10,755
Carga	,687	,000	74,668	94,651
Deslocamento	,008	,863	-16,930	20,179
Fator inercial	,288	,000	,600	1,111

Fonte: elaborada pelo autor.

Ao substituir a variável preditora fator inercial pelo ritmo, houve uma leve diminuição no valor de R múltiplo, caindo para 0,743. A significância das variáveis preditoras também foi alterada, onde agora todas as variáveis apresentam significância estatística (Apêndice 14). A equação de predição (14) representa a predição da magnitude da força TS, a partir das variáveis preditoras carga, deslocamento e ritmo:

$$TS 2 = 11,143 + 85,993 * Carga[kg/cm] + 19,668 * Deslocamento[m] - 6,720 * Ritmo[s] \quad (14)$$

Utilizando as variáveis preditoras carga, deslocamento, ritmo, altura e massa corporal, houve um leve aumento no valor de R múltiplo para 0,760. A significância das variáveis preditoras também foi alterada, onde agora apenas a carga e o ritmo apresentam significância estatística (Apêndice 15). A equação (15) representa a predição da magnitude da força TS, a partir das variáveis preditoras carga, deslocamento, ritmo, altura e massa corporal:

$$TS 3 = - 30,996 + 84,737 * Carga[kg/cm] - 4,636 * Deslocamento[m] - 6,583 * Ritmo[s] + 0,167 * Massa[kg] + 27,306 * Altura[m] \quad (15)$$

5.3 PERFORMANCE DOS MODELOS

Todos os modelos apresentaram em média, uma superestimativa dos valores de força. Os erros RMS foram menores para a posição *Toes*, em torno de 25%, e maiores para a posição TS, em torno de 35% do valor mensurado (Tabela 15).

Tabela 15 – Performance dos modelos.

Modelo	R múltiplo	% R múltiplo (variabil. da força)	p	Força mensurada [kgf]	Força prevista [kgf]	Erro RMS[kgf]
TOES 1	0,725	52%	< ,001	50,1 ± 16,4	54,2 ± 16,1	12,2
TOES 2	0,718	52%	< ,001	50,1 ± 16,4	55,0 ± 16,0	12,2
TOES 3	0,721	52%	< ,001	50,1 ± 16,4	55,3 ± 16,1	13,0
HEELS 1	0,750	56%	< ,001	44,2 ± 12,8	51,7 ± 11,9	12,2
HEELS 2	0,736	54%	< ,001	44,2 ± 12,8	52,1 ± 11,7	12,3
HEELS 3	0,741	55%	< ,001	44,2 ± 12,8	52,5 ± 12,2	12,5
ARCHES 1	0,300	9%	< ,001	47,4 ± 15,5	47,8 ± 4,0	14,7
ARCHES 2	0,294	9%	< ,001	47,4 ± 15,5	47,9 ± 4,0	14,6
ARCHES 3	0,316	10%	< ,001	47,4 ± 15,5	48,9 ± 4,6	14,1
TS 1	0,759	58%	< ,001	51,1 ± 22,2	58,5 ± 12,5	16,9
TS 2	0,743	55%	< ,001	51,1 ± 22,2	56,0 ± 12,5	17,5
TS 3	0,760	58%	< ,001	51,1 ± 22,2	63,3 ± 12,9	19,3

Fonte: elaborada pelo autor.

6 DISCUSSÃO

Foram analisados diversos modelos preditivos para a magnitude da força aplicada nos pés no *footwork series* no *Reformer*, especificamente para cada uma das quatro posições do exercício. Utilizando como parâmetro de avaliação o valor de R múltiplo, entre os modelos considerados viáveis ($R > 0,7$), os melhores resultados foram obtidos com as variáveis representativas da resistência das molas (carga), da quantidade de alteração no comprimento das molas (deformação), e do efeito da aceleração sobre a massa em movimento (fator inercial). A posição *Arches* foi a única cujo modelo com melhor R múltiplo não foi baseado nestas três variáveis. Entretanto, para esta posição, nenhum modelo apresentou um R múltiplo superior a 0,7, valor que estipulamos como mínimo para considerar o modelo viável.

O uso destas variáveis como ponto de partida, se baseia na literatura. De acordo com os autores que mediram a “força aplicada nos pés” (SELF, *et al.*, 1996; BRODT, *et al.*, 2014; MACHADO, *et al.*, 2016), as variáveis carga, deformação e fator inercial, são apontadas como os principais fatores que afetam a variabilidade da força. No que se refere ao modelo, os coeficientes destas variáveis nos informam em que grau cada predictor afeta a variável predita. Com base no valor padronizado dos coeficientes, podemos ver quais variáveis apresentam maior impacto sobre a variável predita. A possibilidade destes coeficientes serem significativamente diferentes de zero também é testada, através de um teste t (resultados nos apêndices), ou seja, se o predictor está contribuindo de forma significativa para o modelo.

Para todos os modelos, a carga sempre foi significativa, e para todos os modelos viáveis, o coeficiente padronizado da carga ficou em torno de 0,7, indicando a importância desta variável na determinação da força aplicada sobre os pés. A variável carga é representada pela constante de rigidez das molas. O *Reformer* utilizado no presente estudo permite que sejam selecionadas de uma a cinco molas, com qualquer combinação entre elas. Embora o método clássico tenha orientações específicas para a quantidade de molas usadas no exercício *footwork series*, a possibilidade de seleção é muitas vezes utilizada por instrutores. Entre os motivos podem ser citadas questões relacionadas à capacidade física do

indivíduo que executa o exercício, eventuais lesões das quais o executante está se recuperando, ou ainda uma opção do instrutor por questões relacionadas ao processo de aprendizagem do movimento. Quando selecionamos mais ou menos molas, pela forma como o *Reformer* foi construído, associamos as molas em paralelo. Devido a esta associação em paralelo das molas, a variável carga pode ser obtida simplesmente pela soma da constante de rigidez de cada mola selecionada. Considerando que a variável carga foi modelada como uma variável numérica contínua, futuras aplicações do modelo não precisam se limitar às cargas utilizadas no presente estudo, bastando conhecer a constante de rigidez das molas que forem selecionadas no equipamento.

O fator inercial também aparece como uma variável preditora significativa, porém, com coeficientes padronizados muito baixos, indicando baixa influência no modelo. Esta variável, apontada por Brodt, *et al;* (2014) como responsável por parte das variações na força mensurada nos pés, é dependente da quantidade e da aceleração da massa em movimento. Cabe ressaltar que em todas as posições e repetições a massa foi sempre a mesma, e a variabilidade desta variável recai exclusivamente sobre a forma como variava a aceleração. Os maiores coeficientes não-padronizados desta variável foram obtidos justamente na posição TS, que é executada com pequena amplitude, dependente da ADM do tornozelo, mas com grande variação na velocidade do movimento. Embora significativa em todos os modelos viáveis, a obtenção desta variável requer alguns cálculos preliminares, como a soma das massas do executante com a massa do carro do *Reformer*, e a estimativa da aceleração. Se por um lado a estimativa da massa é simples, pensando na aplicabilidade deste modelo por instrutores de Pilates, para os interessados em estimar a força sobre os pés, o cálculo da aceleração é complexo, podendo inclusive vir a ser um empecilho para utilização do modelo, pois requer diversas medições cinemáticas que, em regra geral, não estão disponíveis fora dos laboratórios.

Contrariando as expectativas, a variável deslocamento apresentou, na maioria das vezes, coeficientes que não podem ser considerados diferentes de zero (apêndices 4 a 15), ou seja, esta variável parece não afetar os resultados de força, contrariando a Lei de Hooke (ARANHA, *et al;* 2016). Entretanto, nos modelos onde a variável fator inercial foi substituída pelo ritmo, o deslocamento se mostrou significativo. A substituição da variável fator inercial pelo ritmo se deu por questões

práticas, tendo em vista o usuário final do modelo. Para um instrutor de Pilates que não possui recursos de instrumentação em seu estúdio, medir o tempo médio das execuções requer apenas um cronômetro. Considerando que a aceleração é inversamente proporcional ao quadrado do tempo, imaginamos que a medida do tempo (expresso aqui como o ritmo das execuções) seria um dos parâmetros que poderia substituir o fator inercial. Em três dos quatro modelos em que o fator inercial foi substituído pelo ritmo (*Heels 2*, *Arches 2* e *TS 2*), incluindo o modelo não viável *Arches 2*, todos os três parâmetros, carga, deslocamento e ritmo foram significativos, sugerindo que esta seria a melhor combinação de variáveis preditoras, mesmo que com um R múltiplo ligeiramente menor que aquele obtido com as variáveis teóricas iniciais (carga, deslocamento e fator inercial).

As variáveis preditoras peso e altura, foram testadas justamente porque já esperávamos substituir o fator inercial. O peso, representante da massa do indivíduo, parecia uma escolha natural, dada a importância da massa no fator inercial. A altura do indivíduo está intimamente relacionada ao tamanho dos membros inferiores, que por sua vez definem a amplitude de movimento, que juntamente com o tempo (ritmo) definem a velocidade e a aceleração. Imaginamos que a altura, autorreferida, é uma informação muito fácil de ser obtida, pois é raro um indivíduo que não conhece sua estatura. Entretanto, nenhuma destas variáveis se apresentou como significativa quando testada nos modelos.

Neste contexto, entendemos que os modelos *Toels 2*, *Heels 2* e *TS 2*, embora não apresentem o maior R múltiplo entre os modelos viáveis, parecem ser os modelos que aliam praticidade na obtenção das variáveis preditoras sem perda importante na qualidade da variável predita. Em todos estes modelos, a previsão de variação da força aplicada aos pés é superior a 50% ($R^2 > 0,707$), e as variáveis preditoras podem ser facilmente obtidas por um instrutor de Pilates utilizando apenas um cronômetro e uma fita métrica.

Uma única posição, a *Arches*, não apresentou nenhum dos modelos viáveis. Considerando o resultado dos modelos, parece haver uma importante diferença quando a força é aplicada com a barra apoiada contra o arco dos pés (posição *Arches*), comparativamente a região do antepé (posições *Toes* e *TS*) ou do calcanhar (posição *Heels*). Os resultados de R múltiplo na ordem de 0,3 para todos os modelos da posição *Arches* indicam uma previsão da variação da força com base nas variáveis preditoras inferior a 10%. Qual seriam então as variáveis

que seriam responsáveis pelos mais de 90% da variação do modelo? Infelizmente não temos uma resposta para esta questão, mas procuramos especular a respeito.

Nossa primeira hipótese foi que, quando a barra é posicionada sobre o arco dos pés, há maiores possibilidades de variação na angulação da força aplicada sobre a barra. Estas variações na angulação da força seriam então responsáveis pelo baixo desempenho do modelo especificamente nesta posição. Com base nos trabalhos de Cantergi, *et al.*; (2015) bem como de Lemieszewski, *et al.*; (2020) ficou evidenciada a importância da direção da força aplicada na barra do *Reformer*, durante a execução do exercício *footwork*, no que tange a estratégia muscular utilizada pelos executantes do exercício. Considerando que a direção da força aplicada sobre a barra afeta a estratégia muscular, considerando que a magnitude da força aplicada sobre a barra é o resultado final da estratégia muscular utilizada, e considerando ainda que apenas a componente horizontal da força aplicada é responsável pela movimentação do carro do *Reformer*, se cogitou que a direção de aplicação da força pudesse ser também uma variável preditora.

A medição da angulação da força aplicada sobre a barra requer a medição das componentes horizontais e verticais da força mensuradas separadamente. Tal instrumentação não está disponível nos estúdios de Pilates, e até onde pudemos averiguar, apenas dois laboratórios possuem equipamentos capazes de extrair esta informação (MACHADO, *et al.*, 2013; BRODT, *et al.*, 2014). Neste sentido, fizemos algumas tentativas com variáveis que poderiam estar diretamente ligadas a direção da força aplicada sobre a barra. Indivíduos com segmentos menores, supostamente tenderiam a empurrar a barra com uma força direcionada mais para cima, enquanto indivíduos maiores tenderiam empurrar a barra mais para baixo. Por isso utilizamos a estatura como variável preditora, mas utilizamos também a medida do tamanho dos segmentos. Medimos também a angulação dos segmentos perna, coxa e pé, raciocinando da mesma forma: imaginando que os ângulos articulares estariam relacionados a direção da força aplicada sobre a barra. Sempre buscando variáveis que pudessem ser obtidas dentro das capacidades instrumentais de um estúdio de Pilates. Entretanto, todas as nossas tentativas foram infrutíferas. Não fomos capazes de identificar uma outra variável que melhorasse a previsão da força nesta ou nas demais posições.

Uma outra possibilidade pode estar relacionada à percepção de desconforto gerado pela acomodação da barra do *Reformer* na região dos arcos

dos pés. Embora não tenha sido avaliado, o desconforto foi relatado por alguns participantes do presente estudo na posição *Arches*. O desconforto gerado pela posição já foi constatado por Sacco, *et al;* (2015), quando avaliaram o conforto percebido em três posições do *footwork* (arco, calcanhar e V), utilizando a escala de Borg. A posição “arco” utilizada por Sacco, *et al;* (2015), equivalente à posição *Arches* do presente estudo, apresentou resultados de conforto significativamente menor. Este desconforto, que pode estar relacionado à estrutura anatômica dos arcos longitudinais dos pés (HALL; 2016) e à morfologia dos pés (MILITÃO, *et al;* 2011), pode ter sido um fator interveniente na previsão da magnitude da força na posição *Arches*.

6.1 DESEMPENHO DOS MODELOS

Os modelos foram avaliados a partir do resultado de 15 indivíduos cujas medidas não foram utilizadas na etapa de construção dos modelos. Inicialmente esperávamos avaliar indivíduos executando o exercício *footwork series* no *Reformer* tal como preconizado pelo método clássico, com as adaptações de ritmo, carga e número de repetições previstas conforme a experiência dos praticantes. Nossa intenção era avaliar o modelo em uma situação mais próxima possível da realidade praticada no estúdio de Pilates. Entretanto, as coletas tiveram que ser interrompidas em função da epidemia de Covid-19, e tivemos que adaptar o procedimento de validação inicialmente previsto. Algumas coletas com o protocolo de validação já haviam sido realizadas, mas não havia uma amostra suficiente. Como alternativa, realocamos alguns dos dados coletados inicialmente para a proposição do modelo para a etapa de validação, de forma a completar uma amostra mínima de 15 indivíduos nesta etapa. Salientamos que os dados dos indivíduos realocados não foram utilizados na construção do modelo, apenas na etapa de validação.

Cabe salientar que nosso interesse está na possibilidade de generalizar o nosso modelo para além da amostra observada. Na expectativa de generalizar os modelos de regressão, buscamos atender as recomendações (suposições) de Field (2009), bem como testar os modelos em um grupo cujos dados não foram utilizados na proposição destes modelos. Dentre as recomendações podemos

identificar que: (i) todas as variáveis predictoras foram quantitativas, assim como a variável de saída; (ii) ao trabalhar com diferentes quantidades de molas, buscamos justamente não restringir a variabilidade de saída da força; (iii) a variância das variáveis predictoras foi diferente de zero; (iv) não houve correlações muito altas entre as variáveis predictoras; (v) com base no teste de *Durbin-Watson*, cujos resultados para todos os modelos estão no intervalo entre 1 e 3, os erros parecem ser independentes; (vi) os resíduos estão normalmente distribuídos, conforme pode ser observado graficamente nos apêndices que apresentam resultados mais detalhados de cada modelo; (vii) os valores da variável de saída são independentes; e (viii) podemos considerar que o relacionamento das variáveis que estamos modelando seja linear, com base na Lei de Hooke (Aranha; *et al*, 2016). Apenas uma das recomendações não conseguimos atender, a inexistência de variáveis externas¹ que se correlacionam com qualquer uma das variáveis incluídas no modelo de regressão. Como a variabilidade da magnitude da força foi explicada em cerca de 50%, parece existir mais variáveis que poderiam ser incluídas no modelo. Como não sabemos quais são estas variáveis, não há como afirmar que estas variáveis não se correlacionam com as variáveis predictoras. Este aspecto é ainda mais relevante para os modelos da posição *Arches*, cuja variabilidade da variável prevista foi inferior a 10%, e corrobora nossa decisão de não viabilizar nenhum dos modelos nesta posição.

Em média, a força predita pelos modelos, principalmente nos modelos viáveis, foi superestimada. A força estimada foi em torno de 10% acima do valor mensurado para os modelos *Toes 2* e *TS 2* e 18% acima para o modelo *Heels 2* (Tabela 15). O valor de erro RMS diferiu entre os modelos, sendo menor no modelo *Toes 2*, em torno de 24%, 28% no modelo *Heels 2*, e maior no modelo *TS 2*, superando os 34%. Os altos valores de erro RMS sugerem cautela na utilização de todos os modelos.

6.2 APLICABILIDADE DOS MODELOS

¹ Variáveis externas são variáveis que não foram incluídas no modelo de regressão e que influenciam a variável de saída (Field, 2009).

O uso dos modelos de predição para obtenção da força aplicada sobre os pés, mesmo que de forma estimada, permite um maior controle e um melhor planejamento das atividades desenvolvidas. Considerando que a força aplicada nos pés é o estímulo mecânico do exercício para a musculatura dos membros inferiores, instrutores podem utilizar estes modelos para adequar a sobrecarga dos exercícios. Por exemplo, considerando que a força peso dos indivíduos está dentro do intervalo de confiança para os valores de força mensurada, assim como para os valores previstos pelos modelos, o exercício *footwork* pode ser comparado, do ponto de vista de estímulo mecânico, a atividades como a caminhada, que também tem uma força sobre os pés similar ao peso corporal.

Também é possível considerar a utilização do modelo para a estimativa da força sobre os pés em indivíduos com restrições específicas, como por exemplo, diabéticos com neuropatia periférica. Nestes casos, a recomendação geral (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2019/2020; *AMERICAN DIABETES ASSOCIATION*, 2020) passa por evitar a aplicação de forças excessivas sobre os pés. O uso dos modelos pode ser uma forma de prescrever os exercícios de forma mais segura. Ressalta-se ainda que, como os modelos tendem a superestimar a força, esta característica peculiar dos modelos pode vir a ser um aditivo ao fator segurança no caso do “pé diabético”.

6.3 LIMITAÇÕES

Para além das questões que envolveram a interrupção das coletas de dados em função da epidemia de Covid-19, as principais limitações estão associadas às restrições impostas para a eleição de variáveis preditoras. Buscamos considerar sempre a viabilidade de obtenção de dados em um estúdio de Pilates, sem os recursos tecnológicos presentes nos laboratórios de pesquisa. Neste sentido, não foram testadas variáveis que poderiam melhorar a performance dos modelos, como a proporção entre as componentes vertical e horizontal, ou a angulação da força aplicada. Também não foram testadas variáveis como o grau de mobilidade articular, flexibilidade ou ADM dos participantes. Entretanto, foram testadas variáveis como posição angular dos membros inferiores, que não resultaram em qualquer melhora do modelo, por isso não foram inseridas. Nesta perspectiva, caso houvesse influência do grau de mobilidade ou flexibilidade dos

participantes na performance dos modelos, esta influência estaria refletida na angulação dos membros inferiores. Neste sentido, entendemos que esta limitação fica de certa forma reduzida.

Os modelos foram testados apenas no equipamento *Studio Reformer 2* da *Physio Pilates*. Não temos informações do comportamento do modelo ao prever a força aplicada aos pés em outros equipamentos de outras marcas e modelos. Embora o princípio de funcionamento seja o mesmo (um carro apoiado em rodízios que se movimenta tracionando molas), talvez equipamentos diferentes apresentem características que façam com que a transmissão de forças seja distinta. Barras maiores ou menores, mais altas ou mais baixas, podem alterar a angulação de aplicação da força, e como já justificado anteriormente, acreditamos que possa afetar diretamente a performance do modelo. Cabe salientar que se trata de uma limitação operacional. A testagem do modelo em outras marcas/modelos de *Reformers* necessitaria a instrumentação destes equipamentos. Por outro lado, o equipamento da *Physio Pilates* representa uma boa percentagem do mercado, sendo bastante difundido em todo território nacional.

A instrumentação da barra, da forma como foi feita, aproxima a barra do executante, pois uma segunda barra é posicionada no *Reformer* sobre a barra original. Com isto, para iniciar o exercício *footwork* com uma carga externa igual a zero, ou seja, sem qualquer distensão das molas, utilizando o *Reformer* com a barra instrumentada é necessário uma flexão mais acentuada do quadril do que aquela utilizada no *Reformer* sem a instrumentação da barra. Entretanto, não há como saber em que magnitude esta aproximação da barra influencia nos resultados, pois precisamos da barra instrumentada para medir a força. Em outras palavras, haverá uma diferença na execução do exercício quando feito em um aparelho sem a barra instrumentada, que não temos como quantificar.

7 CONCLUSÃO

Considerando a execução do exercício *footwork series* no *Reformer* executado em quatro posições, a magnitude da força aplicada sobre os pés pode ser estimada para:

- Posição *Toes*: com o modelo *Toes 2* (equação 5), que apresenta um R múltiplo de 0,718 (explica cerca de 52% da variabilidade da força), e um erro RMS de 12,2 kgf;
- Posição *Heels*: com o modelo *Heels 2* (equação 8), que apresenta um R múltiplo de 0,736 (explica cerca de 54% da variabilidade da força), e um erro RMS de 12,3 kgf;
- Posição *TS*: com o modelo *TS 2* (equação 14), que apresenta um R múltiplo de 0,743 (explica cerca de 55% da variabilidade da força), e um erro RMS de 17,5 kgf.

Para a posição *Arches* não foi possível encontrar um modelo viável. Tendo em vista que, para todos os modelos apresentados, a força prevista é em média superestimada, e considerando o elevado erro RMS destes modelos, sugere-se cautela na utilização destes modelos para a previsão da força aplicada sobre os pés durante a execução do exercício *footwork series* do *Reformer*.

8 PERSPECTIVAS

Espera-se, a partir deste estudo exploratório e de base, que os modelos possam vir a ser melhorados através da inclusão de outras variáveis capazes de explicar a variabilidade da força no *footwork series* no *Reformer*. Além disto, a partir da publicação do estudo em revistas científicas e da divulgação das equações preditivas em congressos científicos, possa ocorrer a formação de um banco de dados nacional, através de parcerias com estúdios de Pilates que utilizam o *Reformer 2* da Physio Pilates[®], ampliando a possibilidade de ser evidenciada a contribuição do *footwork series* para a neuropatia diabética e como prevenção do pé diabético.

Outra perspectiva é que estudos preditivos futuros, da magnitude de força no *footwork series* no *Reformer*, possam ser realizados com indivíduos diabéticos.

REFERÊNCIAS

- AMERICAN DIABETES ASSOCIATION. **Standarts of medical care in diabetes 2020**. v. 43, Supl 1, p. S1-S212.
- APARÍCIO Esperanza; PÉREZ Javier. **O Autêntico Método Pilates**. São Paulo: Planeta Brasil, 2005.
- ARANHA, N.; OLIVEIRA, J.M.J.; BELLIO, L.O.; BONVENTI, W.J. A lei de Hooke e as molas não-lineares, um estudo de caso. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, v. 38, n. 4, p. e4305-2 -10, 2016.
- BONEZI, A.; BONA, R.; CANTERGI, D.; LOSS, J. Determinação da carga externa no Pilates: comparação do footwork na chair e no reformer. **Ciência em Movimento – Biociências e Saúde**, v. 19, n. 39, pg. 71-79, 2017.
- BROADT, G. A.; CANTERGI, D.; GERTZ, L.C.; LOSS, J.F. An Instrumented Footbar for Evaluating External Forces in Pilates. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 3, n. 30, p. 483-490, 2014.
- CANTERGI, D.; LOSS, J.F.; JINHA, A.; BROADT, G. A.; HERZOG, W. Muscle strategies for leg extensions on a “Reformer” apparatus. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 25, n. 2, p. 260-264, 2015.
- CHEN, Y.M.; WANG, X.Q. Bibliometric Analysis of Exercise and Neuropathic Pain Research. **Journal of Pain Research**, v. 13, p. 1533-1545, 2020.
- COLBERG, S.R.; VINIK, A.I. Exercising with peripheral or autonomic neuropathy: What health care providers and diabetic patients need to know. **The Physician and Sportsmedicine**, v. 42, n. 1, p. 15-23, 2014.
- COLLINS, G.S.; REITSMA, J.B.; ALTMAN, D.G.; MOONS, K.G.M. Transparent Reporting of a multivariable prediction model for Individual Prognosis or Diagnosis (TRIPOD): the TRIPOD statement. **Diabetic Medicine**, v. 32, n. 2, p. 146-154, 2015.
- DIXIT, S.; MAIYA, A.; SHASTRY, B.A.; GUDDATTU, V. Analysis of Postural Control during quiet standing in a population with diabetic peripheral neuropathy undergoing moderate intensity aerobic exercise training: A single blind, randomized controlled trial. **American Journal Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 95, n. 7, p. 516-24, 2016.
- ESCOLA DE PILATES CONDICIONAMENTO FÍSICO E MENTAL. **Método Pilates Manual de Formação**, 2015.
- FIELD, Andy. **Descobrimo a estatística usando o SPSS**. 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2009.
- FILHO, Carol Kolyniak; GARCIA, Inélia Ester Garcia. **O autêntico Método Pilates de condicionamento físico e mental (Contrologia): Contribuições para uma**

fundamentação teórica. 2. ed. São Paulo: The Autentic Pilates Studio Brasil, 2012.

FRANCIA, P.; GULISANO, M.; ANICHINI, R.; SEGHERI, G. Diabetic Foot and Exercise Therapy: Step by Step the Role of Rigid Posture and Biomechanics Treatment. **Current Diabetes Reviews**, v. 10, n. 2, p. 86-89, 2014.

FRANCIA, P.; ANICHINI, R.; DE BELLIS, A.; SEGHERI, G.; LAZZERI, R.; PATERNOSTRO, F.; GULISANO, M. Diabetic Food prevention: the role of exercise therapy in the treatment of limited joint mobility, muscle weakness and reduce gait speed. **Italian Journal of Anatomy and Embryology**, v. 120, n. 1, p. 21-32, 2015.

HALL Susan J. **Biomecânica Básica.** 7. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2016.

ISACOWITZ Rael; CLIPPINGER Karen. **Anatomia do Pilates.** Barueri: Manole, 2013.

KLUDING, P.M.; BAREISS, S.K.; HASTINGS, M.; MARCUS, R.L.; SINACORE, D.R.; MUELLER, M.J. Physical Training and Activity in people with diabetic peripheral neuropathy: Paradigm Shift. **Physical Therapy**, v. 97, n. 1, p. 31-43, 2017.

KLUDING, P.M.; SINGLETON, J.R.; PASNOOR, M.; DIMACHKIE, M.M.; BAROHN, R.J.; SMITH, A.G.; MARCUS, R.L. Activity for Diabetic Polyneuropathy (ADAPT): Study design and protocol for a 2-Site Randomized Controlled Trial. **Physical Therapy**, v. 97, n. 1, p. 20-30, 2017.

KLUESNER, A.J.; MORRIS, J.B. Opening wedge and anatomic-specific plates in foot and ankle applications. **Clinics in Podiatric Medicine & Surgery**, v. 28, n. 4, p. 687-710, 2011.

MARONESI, C.T.P.; ZANINI, S.C.C.; OLIVEIRA, L.Z.; BAVARESCO, S.S.; LEGUISAMO, C.P. Exercícios físicos em portadores de neuropatia diabética: revisão sistemática e metanálise de ensaios clínicos randomizados. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 23, n. 2, p. 216-23, 2016.

LEMIESZEWSKI, C. A.; GARCIAS, M.M.; WAGNER, E.S.N.; SOUZA, C.; LOSS, J.F. Análise eletromiográfica de músculos da coxa durante a execução exercício footwork do método pilates executado no reformer. **Coleção Pesquisa em Educação Física**, v. 19, n. 3, p. 25-32, 2020.

MACHADO, C.N.; ANTONIO, E.D.; ROESLER, H. Instrumentação e calibração do aparelho reformer do método pilates para análises biomecânicas. **Corpus et Scientia**, v. 9, n. 1, p. 101-14, 2013.

MACHADO, C.N.; PRADO, A.P.M.; ANTONIO, E.D.; OLIVEIRA, D.F.; PEREIRA, S.M.; ROESLER, H. Analysis of lower limb force in foot work exercise of Pilates. **Fisioterapia em Movimento**, v. 29, n. 4, p. 669-75, 2016.

MELO, M.O.; GOMES, L.E.; SILVA, Y.O.; BONEZI, A.; LOSS, J.F. Análise do torque de resistência e da força muscular resultante durante exercício de extensão de quadril no Pilates e suas implicações na prescrição e progressão. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 15, n. 1, p. 23-30, 2011.

MILITÃO, L.N.; SANTOS, S.A.; SANTANA, L.A. Prevalência dos tipos de pés de praticantes de *ballet* clássico que utilizam sapatilha de ponta. **Fisioterapia Brasil**, v. 12, n. 6, p. 406-409, 2011.

NASCIMENTO, O.J.M.; PUPE, C.C.B.; CAVALCANTI, E.B.U. Neuropatia Diabética. **Revista Dor**, v. 17, supl. 1, p. 46-51, 2016.

NOZABIELI, A.J.L.; MARTINELLI, A.R.; MANTOVANI, A.M.; FARIA, C.R.; FERREIRA, D.M.; FREGONESI, C.E. Análise do equilíbrio postural de indivíduos diabéticos por meio de baropodometria. **Motricidade**, v. 8, n. 3, p. 30-39, 2012.

PANELLI Cecília; DE MARCO Ademir. **Método Pilates de condicionamento do corpo: um programa para a vida toda**. 2. ed. São Paulo: Phorte, 2009.

PHYSIO PILATES®. Disponível em: <https://physiopilates.com/equipamentos/aparelhos-de-pilates/reformers/studio-reformer/>. Acesso em 10 de outubro de 2020.

PILATES Joseph Hubertus; MILLER Willian John . **A obra completa de Joseph Pilates: Sua saúde e O retorno à vida pela contrologia**. São Paulo: Phorte, 2010.

POLESTAR PILATES®. **Manual S-1/R-1 Polestar Pilates Estúdio e Reabilitação Nível I**, 2012.

SACCO, I.C.N.; NOGUERA, G.C.; BACARIN, T.A.; CASAROTTO, R.; TOZZI, F.L. Alteração do arco longitudinal medial na neuropatia periférica diabética. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 17, n. 1, p. 13-16, 2009.

SACCO, I.C.N.; PEREIRA, I.L.R. QUEIROZ, B.W.C, GOMES, D.R. Comparação da cinemática e da atividade muscular de joelho e tornozelo entre três exercícios de footwork do Método Pilates. **Fisioterapia Brasil**, v. 16, n. 2, p. 145-151, 2015.

SARTOR, C.D.; WATARI, R.; PÁSSARO, A.C.; PICON, A.P.; HASUE, R.H.; SACCO, I.C.N. Effects of a combined strengthening, stretching and functional training program versus usual-care on gait biomechanics and foot function for diabetic neuropathy: a randomized controlled trial. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 13, n. 1, p. 36, 2012.

SELF, B.P.; BAGLEY, A.M.; TRIPLETT, T.L.; PAULOS, L.E. Functional biomechanical analysis of the Pilates-based reformer during demi-plie movements. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 12, n. 3, p. 326-337, 1996.

SILVA, Yumie Okuyama. **Efeito da mola e da velocidade de execução de três exercícios do Pilates na força muscular resultante do quadril**. 2011. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano) - Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança, UFRGS, Porto Alegre, 2011.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES. **Diretrizes da Sociedade Brasileira de Diabetes (2019-2020)**. ed. Clannad, 2019.

SOUZA, A.P.S.; CANDOTTI, C.T.; GONTIJO, K.N.S.; WERBA, D.R.; FLORES, A.P.J.; LOSS, J.F. O Desenvolvimento e validação de um método para avaliação da aprendizagem dos princípios do Pilates (MAAPPilates). **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, v. 32, n. 4, p. 685-697, 2018.

TUTTLE, L.J.; HASTINGS, M.K.; MUELLER, M.J. A Moderate-Intensity Weight-bearing exercise program for a person with 2 diabetes and peripheral neuropathy. **Physical Therapy**, v.l 92, n. 1, p. 133-141, 2012.

WERBA, D.R.; CANTERGI, D.; FRANZONI, L.T.; FAGUNDES, A.O.; LOSS, J.F.; HAAS, A.N. Electrical Activity of Powerhouse Muscles During the Teases exercise of Pilates Using Different Types of Apparatus. **Perceptual and Motor Skills**, v. 124, p. 452-461, 2017.

WINTER, David A. **Biomechanics and motor control of human movement**. 3 ed. Ontario: John Wiley & Sons, 2005.

APÊNDICE 1 – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (Subgrupo 1)

Você está sendo convidado a participar da pesquisa que tem como título: “*Proposição e validação de modelos de predição da força aplicada nos pés durante o exercício footwork series do Pilates realizado no Reformer.*”

Objetivo do estudo: Propor e validar modelos que estimem a força aplicada nos pés durante o exercício *footwork series* do Pilates no *Reformer*.

Pesquisador Responsável: Jefferson Fagundes Loss Contato: (51) 3308-5861. Em caso de dúvidas quanto aos aspectos éticos da pesquisa, estas podem ser esclarecidas diretamente no Comitê de Ética e Pesquisa da UFRGS – Fone: (51) 3308-3738.

Este estudo está dividido em duas etapas, de forma que os participantes poderão participar de uma etapa (sub-grupo 1) ou de outra etapa (sub-grupo 2), nunca das duas etapas. Esta é a etapa 1, ou seja, se você participar desta etapa não poderá participar da próxima etapa. Primeiramente serão coletados os dados de todos os participantes que irão compor o Sub-grupo 1 (etapa 1), e após a conclusão desta primeira etapa serão coletados os dados dos participantes que irão compor o Sub-grupo 2 (etapa 2).

Procedimentos para os participantes do Sub-grupo 1:

- 1) Ao chegar para a coleta de dados cada participante será informado sobre os procedimentos realizados durante a coleta, em seguida irá receber este termo de consentimento livre e esclarecido e, concordando com a participação, deverá assinar o termo;
- 2) Será realizada uma anamnese, que consiste em: dados de identificação, data de nascimento, endereço e questões para identificar possíveis patologias nos membros inferiores;
- 3) Será verificada a estatura, a massa corporal e o tamanho dos membros inferiores do participante;
- 4) Para a familiarização com o *footwork series* no *Reformer* o participante irá realizar 3 repetições de cada uma das 4 posições que compõe o exercício, totalizando 12 repetições.
- 5) Após um intervalo de 3 minutos, o participante irá realizar 10 repetições de cada uma das posições que compõe o *footwork series*, totalizando 120 repetições.
- 6) Estima-se em torno de uma hora o envolvimento com o estudo para os participantes deste sub-grupo.

Riscos na participação do estudo:

Há um pequeno risco de dores musculares e/ou articulares nos membros inferiores, porém, serão tomadas todas as providências para minimizar a chance de eventuais ocorrências como orientações e cuidados necessários. Na eventualidade de algum acidente não previsto, será realizado um atendimento imediato e/ou transporte para um local especializado na ocorrência.

Benefícios na participação do estudo:

Este estudo não apresenta benefícios diretos como remuneração ou pagamentos, apenas indiretos, como a contribuição para o conhecimento científico sobre o Método Pilates, além de, viabilizar que no futuro possam ser investigados os reais efeitos do exercício *footwork series* no *Reformer* em neuropatas diabéticos.

Confidencialidade:

Os dados coletados ficarão guardados com o pesquisador responsável e protegido de revelação. Os dados serão armazenados durante cinco anos conforme instruções da Resolução 466/2012.

Voluntariedade:

Sua recusa em participar do estudo será sempre respeitada, possibilitando que seja interrompida as avaliações a qualquer momento e por qualquer motivo, sem qualquer prejuízo a você. Caso seja necessário, os custos de deslocamento serão cobertos pelo pesquisador responsável.

Informações complementares:

A qualquer momento o participante poderá solicitar informações esclarecedoras sobre o estudo, através de contato com o pesquisador, bem como, retirar o consentimento sem qualquer prejuízo.

Consentimento Livre e Esclarecido para participação na pesquisa

Eu, _____, tendo lido as informações oferecidas acima e tendo sido esclarecido as questões referentes ao estudo *“Proposição e validação de modelos de predição da força aplicada nos pés durante o exercício footwork series do Pilates realizado no Reformer”*, concordo em participar de forma livre e espontânea do presente estudo, podendo retirá-la a qualquer momento se assim o desejar.

Assinatura do participante:

Data: _____

Assinatura do pesquisador:

APÊNDICE 2 – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (Subgrupo 2)

Você está sendo convidado a participar da pesquisa que tem como título: “*Proposição e validação de modelos de predição da força aplicada nos pés durante o exercício footwork series do Pilates realizado no Reformer.*”

Objetivo do estudo: Propor e validar modelos que estimem a força aplicada nos pés durante o exercício *footwork series* do Pilates no *Reformer*.

Pesquisador Responsável: Jefferson Fagundes Loss Contato: (51) 3308-5861. Em caso de dúvidas quanto aos aspectos éticos da pesquisa, estas podem ser esclarecidas diretamente no Comitê de Ética e Pesquisa da UFRGS – Fone: (51) 3308-3738.

Este estudo está dividido em duas etapas, de forma que os participantes poderão participar de uma etapa (sub-grupo 1) ou de outra etapa (sub-grupo 2), nunca das duas etapas. Esta é a etapa 1, ou seja, se você participar desta etapa não poderá participar da próxima etapa. Primeiramente serão coletados os dados de todos os participantes que irão compor o Sub-grupo 1 (etapa 1), e após a conclusão desta primeira etapa serão coletados os dados dos participantes que irão compor o Sub-grupo 2 (etapa 2).

Procedimentos para os participantes do Sub-grupo 2:

- 1) Ao chegar para a coleta de dados cada participante será informado sobre os procedimentos realizados durante a coleta e irá receber este termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice 2), e concordando com a participação deverá assinar o termo;
- 2) Será realizada uma anamnese, que consiste em: dados de identificação, data de nascimento, nível de prática e tempo de prática do Método Pilates clássico, endereço e questões para identificar possíveis patologias nos membros inferiores;
- 3) Será verificada a estatura, a massa corporal e o tamanho dos membros inferiores do participante;
- 4) Você irá realizar a sequência completa que compõe o exercício *footwork series* no *Reformer*. A sequência consiste em 10 repetições de cada uma das 4 posições que compõe o *footwork series*, totalizando 40 repetições. Como carga serão utilizadas todas as molas do *Reformer*. Se você for um praticante de nível iniciante realizará, 50% das repetições com ritmo lento (precisão) e 50% das repetições com o ritmo rápido (fluidez) em cada uma das posições que compõe o *footwork series*. Se você for praticante de nível intermediário ou avançado realizará, 40% das repetições com o ritmo lento (precisão) e 60% com o ritmo rápido (fluidez) em cada uma das posições que compõe o *footwork series*. As instruções que você irá receber, independente do seu nível de prática, serão compostas por: (1) nome do exercício, (2) posicionamento do seu corpo no *Reformer*, (3) orientações que o levarão ao movimento proposto pelo exercício.
- 5) Estima-se em torno de 50 minutos o envolvimento com o estudo para os participantes deste sub-grupo.

Riscos na participação do estudo:

Há um pequeno risco de dores musculares e/ou articulares nos membros inferiores, porém, serão tomadas todas as providências para minimizar a chance de eventuais ocorrências como orientações e cuidados necessários. Na eventualidade de algum acidente não previsto, será realizado um atendimento imediato e/ou transporte para um local especializado na ocorrência.

Benefícios na participação do estudo:

Este estudo não apresenta benefícios diretos como remuneração ou pagamentos, apenas indiretos, como a contribuição para o conhecimento científico sobre o Método Pilates, além de, viabilizar que

no futuro possam ser investigados os reais efeitos do exercício *footwork series* no *Reformer* em neuropatas diabéticos.

Confidencialidade:

Os dados coletados ficarão guardados com o pesquisador responsável e protegido de revelação. Os dados serão armazenados durante cinco anos conforme instruções da Resolução 466/2012.

Voluntariedade:

Sua recusa em participar do estudo será sempre respeitada, possibilitando que seja interrompida as avaliações a qualquer momento e por qualquer motivo, sem qualquer prejuízo a você. Caso seja necessário, os custos de deslocamento serão cobertos pelo pesquisador responsável.

Informações complementares:

A qualquer momento o participante poderá solicitar informações esclarecedoras sobre o estudo, através de contato com o pesquisador, bem como, retirar o consentimento sem qualquer prejuízo.

Consentimento Livre e Esclarecido para participação na pesquisa

Eu, _____, tendo lido as informações oferecidas acima e tendo sido esclarecido as questões referentes ao estudo "*Proposição e validação de modelos de predição da força aplicada nos pés durante o exercício footwork series do Pilates realizado no Reformer*", concordo em participar de forma livre e espontânea do presente estudo, podendo retirá-la a qualquer momento se assim o desejar.

Assinatura do participante:

Data: _____

Assinatura do pesquisador:

APÊNDICE 3 – ANAMNESE

CÓDIGO DO PARTICIPANTE: _____ DATA: _____

DATA NASC.: _____ PESO: _____

ALTURA: _____ IMC: _____

QUAL ATIVIDADE FÍSICA PRÁTICA? _____

PRÁTICA PILATES? () NÃO () SIM
() CONTEMPORÂNEO () CLÁSSICO

HÁ QUANTO TEMPO PRÁTICA PILATES?
() -6 meses () 6 meses () +6 meses

QUAL SEU NÍVEL DE PRÁTICA DO PILATES?
() iniciante () intermediário () avançado

PRATICOU PILATES? () SIM () NÃO

HÁ QUANTO TEMPO PAROU DE PRATICAR PILATES?
() -6 meses () 6 meses () +6 meses

POR QUANTO TEMPO PRATICOU PILATES?
() -6 meses () 6 meses () +6 meses

OBSERVAÇÕES: _____

ALEATORIZAÇÃO

CARGAS	ORDEM	POSIÇÕES	ORDEM
MÍNIMA		TO	
		AR	
		HE	
		TS	
INTERMEDIÁRIA		TO	
		AR	
		HE	
		TS	
MÁXIMA		TO	
		AR	
		HE	
		TS	

APÊNDICE 4 – MODELO PARA A MAGNITUDE DA FORÇA TOES
(variáveis preditoras: Carga, Deslocamento, Fator Inercial)

Estatísticas descritivas

	Média	Desvio padrão	N
FMAX	49.494	19.9614	258
Carga	.6100	.18054	258
Deslocamento	.64061	.112519	258
Fator_inercial	4.766	4.1704	258

Correlações

		FMAX	Carga	Deslocamento	Fator_inercial
Correlação de Pearson	FMAX	1,000	,712	,051	,173
	Carga	,712	1,000	-,052	,066
	Deslocamento	,051	-,052	1,000	,309
	Fator_inercial	,173	,066	,309	1,000
Sig. (1 extremidade)	FMAX	.	,000	,208	,003
	Carga	,000	.	,203	,145
	Deslocamento	,208	,203	.	,000
	Fator_inercial	,003	,145	,000	.
N	FMAX	258	258	258	258
	Carga	258	258	258	258
	Deslocamento	258	258	258	258
	Fator_inercial	258	258	258	258

Variáveis Inseridas/Removidas^a

Modelo	Variáveis inseridas	Variáveis removidas	Método
1	Fator_inercial, Carga, Deslocamento ^b		Inserir

a. Variável dependente: FMAX

b. Todas as variáveis solicitadas inseridas.

Resumo do modelo^b

Modelo	R	R quadrado	R quadrado ajustado	Erro padrão da estimativa	Estatísticas de mudança	
					Alteração de R quadrado	Alteração F
1	,725 ^a	,526	,520	13.8310	,526	93,770

Resumo do modelo^b

Modelo	Estatísticas de mudança			Durbin-Watson
	df1	df2	Sig. Alteração F	
1	3 ^a	254	,000	1,033

a. Previsores: (Constante), Fator_inercial, Carga, Deslocamento

b. Variável dependente: FMAX

ANOVA^a

Modelo	Soma dos Quadrados	df	Média dos Quadrados	F	Sig.
1					
Regressão	53813,801	3	17937,934	93,770	,000 ^b
Residual	48589,444	254	191,297		
Total	102403,245	257			

a. Variável dependente: FMAX

b. Previsores: (Constante), Fator_inercial, Carga, Deslocamento

Coeficientes^a

Modelo	Coeficientes não padronizados		Coeficientes padronizados	t	Sig.
	B	Erro padrão	Beta		
1					
(Constante)	-6,826	5,971		-1,143	,254
Carga	78,235	4,803	,708	16,288	,000
Deslocamento	9,516	8,086	,054	1,177	,240
Fator_inercial	,525	,218	,110	2,404	,017

Coeficientes^a

Modelo	Intervalo de confiança 95,0% para B		Correlações		
	Limite inferior	Limite superior	Ordem zero	Parcial	Parte
1					
(Constante)	-18,585	4,932			
Carga	68,775	87,694	,712	,715	,704
Deslocamento	-6,409	25,440	,051	,074	,051
Fator_inercial	,095	,955	,173	,149	,104

Coeficientes^a

Modelo	Estatísticas de colinearidade	
	Tolerância	VIF
1		
(Constante)		
Carga	,990	1,010
Deslocamento	,899	1,112
Fator_inercial	,898	1,114

a. Variável dependente: FMAX

Diagnóstico de colinearidade^a

Modelo	Dimensão	Valor próprio	Índice de condição	Proporções de variação		
				(Constante)	Carga	Deslocamento
1	1	3,586	1,000	,00	,01	,00
	2	,341	3,245	,00	,02	,00
	3	,062	7,632	,03	,80	,13
	4	,012	17,051	,97	,17	,87

Diagnóstico de colinearidade^a

Modelo	Dimensão	Proporções de variação	
		Fator_inercial	
1	1		,02
	2		,90
	3		,02
	4		,05

a. Variável dependente: FMAX

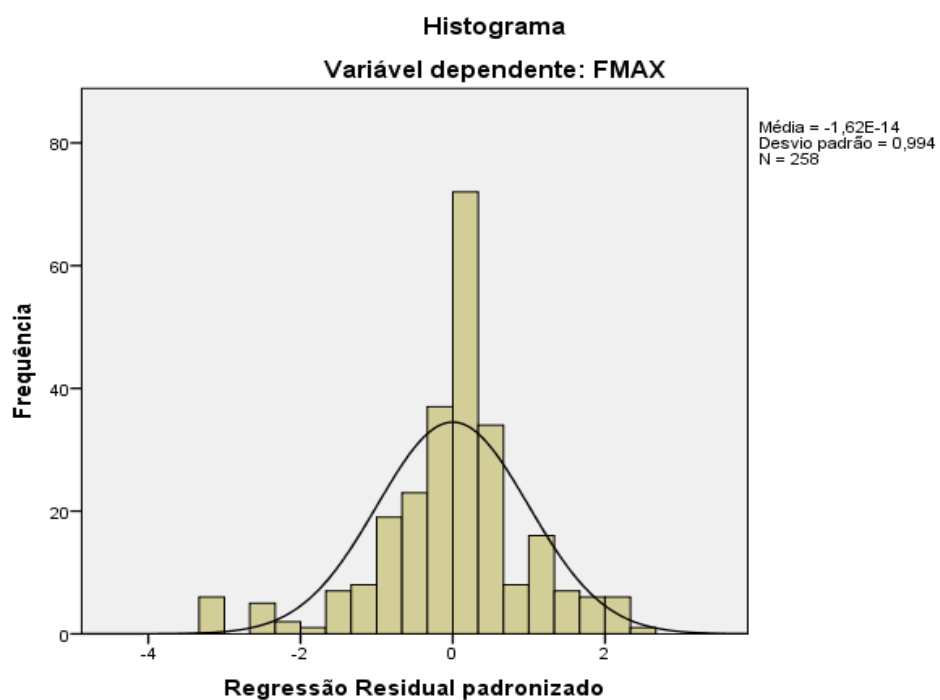
Diagnóstico entre casos^a

Número de Caso	Residual padrão	FMAX	Valor previsto	Residual
8	2,256	85.2	53.972	31.2069
84	2,437	99.0	65.254	33.7073
93	2,072	92.8	64.169	28.6579
99	2,105	93.1	63.930	29.1210
113	2,008	91.9	64.119	27.7765
126	2,069	92.2	63.548	28.6217
138	-2,120	35.3	64.589	-29.3267
141	-3,151	22.3	65.895	-43.5858
143	-2,437	14.2	47.881	-33.7127
144	-3,290	17.0	62.513	-45.4989
146	-2,388	17.5	50.544	-33.0309
147	-3,223	20.1	64.626	-44.5745
149	-2,389	18.9	51.988	-33.0396
150	-3,139	22.4	65.766	-43.4131
182	-2,360	17.9	50.519	-32.6433
183	-3,162	22.0	65.698	-43.7335
213	2,160	93.6	63.729	29.8785
216	-2,199	34.2	64.631	-30.4077
254	-2,359	17.2	49.777	-32.6223
255	-3,194	20.1	64.306	-44.1821

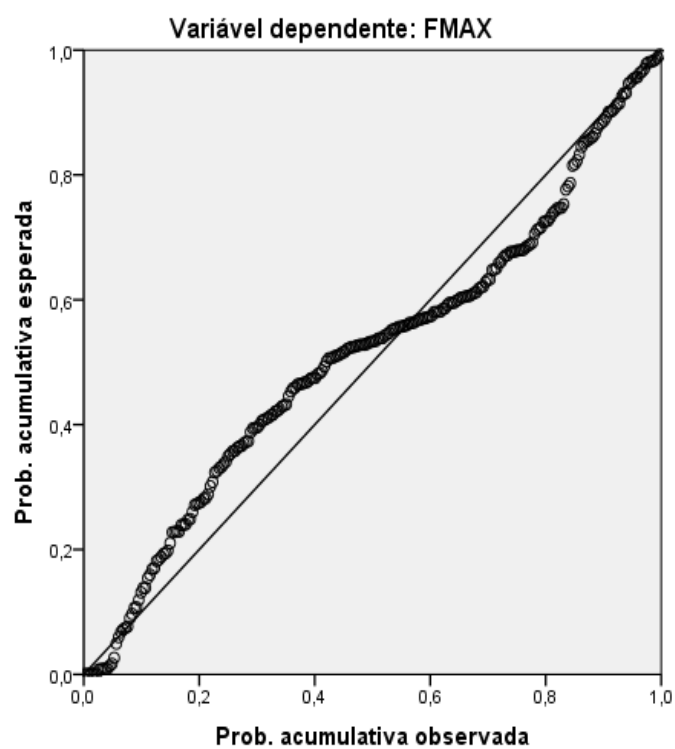
a. Variável dependente: FMAX

Estatísticas de residuais ^a					
	Mínimo	Máximo	Média	Desvio padrão	N
Valor previsto	23.885	82.258	49.494	14.4704	258
Valor previsto padrão	-1,770	2,264	,000	1,000	258
Erro padrão do valor previsto	,867	5,999	1,592	,659	258
Valor previsto ajustado	23.649	78.925	49.455	14.4514	258
Residual	-45.4989	33.7073	.0000	13.7501	258
Residual padrão	-3,290	2,437	,000	,994	258
Residual de Estud.	-3,318	2,450	,001	1,002	258
Residual excluído	-46.2747	34.0594	.0391	13.9797	258
Residual excluído de Estud.	-3,385	2,474	,000	1,010	258
Mahal. Distância	,015	47,360	2,988	4,919	258
Distância de Cook	,000	,146	,004	,013	258
Valor obtido centralizado	,000	,184	,012	,019	258

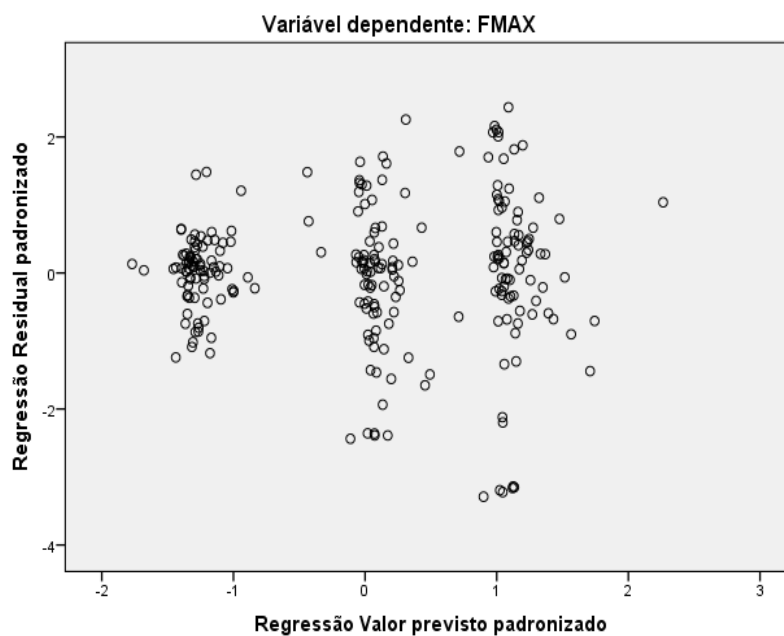
a. Variável dependente: FMAX



Plot P-P normal de regressão Residual padronizado



Plot disperso



APÊNDICE 5 – Modelo para a Magnitude da Força TOES
(variáveis preditoras: Carga, Deslocamento, Ritmo)

Estatísticas descritivas

	Média	Desvio Padrão	N
FMAX	49.494	19.9614	258
Carga	.6100	.18054	258
Deslocamento	.64061	.112519	258
Ritmo	3.494	1.0763	258

Correlações

		FMAX	Carga	Deslocamento	Ritmo
Correlação de Pearson	FMAX	1,000	,712	,051	-,084
	Carga	,712	1,000	-,052	-,068
	Deslocamento	,051	-,052	1,000	,013
	Ritmo	-,084	-,068	,013	1,000
Sig. (1 extremidade)	FMAX	.	,000	,208	,088
	Carga	,000	.	,203	,137
	Deslocamento	,208	,203	.	,418
	Ritmo	,088	,137	,418	.
N	FMAX	258	258	258	258
	Carga	258	258	258	258
	Deslocamento	258	258	258	258
	Ritmo	258	258	258	258

Variáveis Inseridas/Removidas^a

Modelo	Variáveis inseridas	Variáveis removidas	Método
1	Ritmo, Deslocamento, Carga ^b	.	Inserir

a. Variável Dependente: FMAX

b. Todas as variáveis solicitadas inseridas.

Resumo do modelo^b

Modelo	R	R quadrado	R quadrado ajustado	Erro padrão da estimativa	Estatísticas de mudança	
					Alteração de R quadrado	Alteração F
1	,718 ^a	,516	,510	13.9680	,516	90,289

Resumo do modelo^b

Modelo	Estatísticas de mudança			
	df1	df2	Sig. Alteração F	
1	3	254	,000	1,024

a. Preditores: (Constante), Ritmo, Deslocamento, Carga

b. Variável Dependente: FMAX

ANOVA^a

Modelo		Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	Z	Sig.
1	Regressão	52846,900	3	17615,633	90,289	,000 ^b
	Resíduo	49556,345	254	195,104		
	Total	102403,245	257			

a. Variável Dependente: FMAX

b. Preditores: (Constante), Ritmo, Deslocamento, Carga

Coeficientes^a

Modelo		Coeficientes não padronizados		Coeficientes padronizados	t	Sig.
		B	Erro Padrão	Beta		
1	(Constante)	-6,323	6,676		-.947	,345
	Carga	78,957	4,844	,714	16,301	,000
	Deslocamento	15,677	7,754	,088	2,022	,044
	Ritmo	-.684	,811	-.037	-.843	,400

Coeficientes^a

Modelo		95.0% Intervalo de Confiança para B		Correlações		
		Limite inferior	Limite superior	Ordem zero	Parcial	Parte
1	(Constante)	-19,471	6,825			
	Carga	69,418	88,497	,712	,715	,712
	Deslocamento	,406	30,948	,051	,126	,088
	Ritmo	-2,282	,914	-.084	-.053	-.037

Coeficientes^a

Modelo		Estatísticas de colinearidade	
		Tolerância	VIF
1	(Constante)		
	Carga	,993	1,007
	Deslocamento	,997	1,003
	Ritmo	,995	1,005

a. Variável Dependente: FMAX

Diagnóstico de colinearidade^a

Modelo	Dimensão	Autovalor	Índice de condição	Proporções de variância		
				(Constante)	Carga	Deslocamento
1	1	3,848	1,000	,00	,01	,00
	2	,089	6,574	,00	,43	,00
	3	,051	8,656	,02	,38	,27
	4	,012	18,170	,97	,18	,73

Diagnóstico de colinearidade^a

Modelo	Dimensão	Proporções de variância	
		Ritmo	
1	1		,01
	2		,50
	3		,37
	4		,12

a. Variável Dependente: FMAX

Diagnóstico entre casos^a

Número do caso	Resíduo Padronizado	FMAX	Valor previsto	Resíduo
8	2,253	85.2	53.715	31.4637
84	2,352	99.0	66.106	32.8550
99	2,027	93.1	64.734	28.3175
112	2,018	63.7	35.471	28.1903
113	2,656	91.9	54.801	37.0946
126	2,016	92.2	64.016	28.1543
138	-2,058	35.3	64.011	-28.7494
141	-3,129	22.3	66.013	-43.7037
143	-2,373	14.2	47.315	-33.1470
144	-3,256	17.0	62.496	-45.4820
146	-2,428	17.5	51.434	-33.9205
147	-3,264	20.1	65.637	-45.5846
149	-2,380	18.9	52.189	-33.2406
150	-3,147	22.4	66.315	-43.9615
182	-2,369	17.9	50.967	-33.0908
183	-3,160	22.0	66.098	-44.1332
213	2,107	93.6	64.175	29.4323
216	-2,249	34.2	65.637	-31.4140
254	-2,395	17.2	50.601	-33.4464
255	-3,228	20.1	65.211	-45.0872

a. Variável Dependente: FMAX

Estadísticas de resíduos ^a					
	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão	N
Valor previsto	22.785	70.955	49.494	14.3398	258
Valor Previsto Padrão	-1,863	1,497	,000	1,000	258
Erro padrão do valor previsto	,881	4,689	1,658	,528	258
Valor previsto ajustado	22.411	71.372	49.477	14.3463	258
Resíduo	-45.5846	37.0946	.0000	13.8862	258
Resíduo Padronizado	-3,264	2,656	,000	,994	258
Resíduos Estudentizados de Estud.	-3,303	2,688	,001	1,002	258
Resíduos deletados Estudentizados	-3,370	2,722	-,001	1,010	258
Mahal. Distância	,026	27,966	2,988	3,202	258
Distância de Cook	,000	,079	,004	,009	258
Valor de ponto alavanca centralizado	,000	,109	,012	,012	258

a. Variável Dependente: FMAX

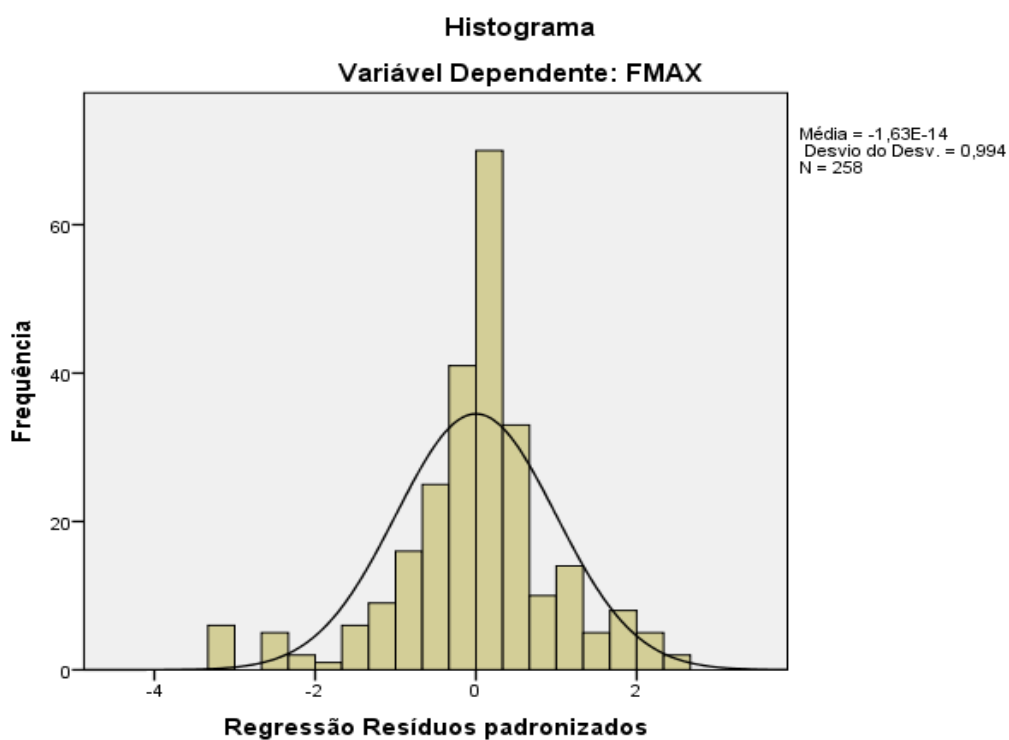
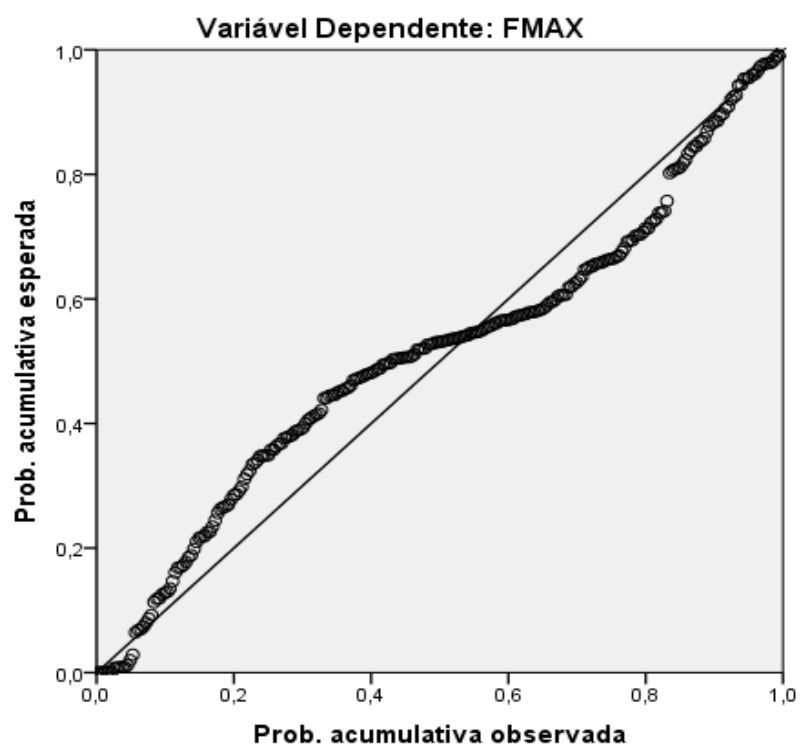
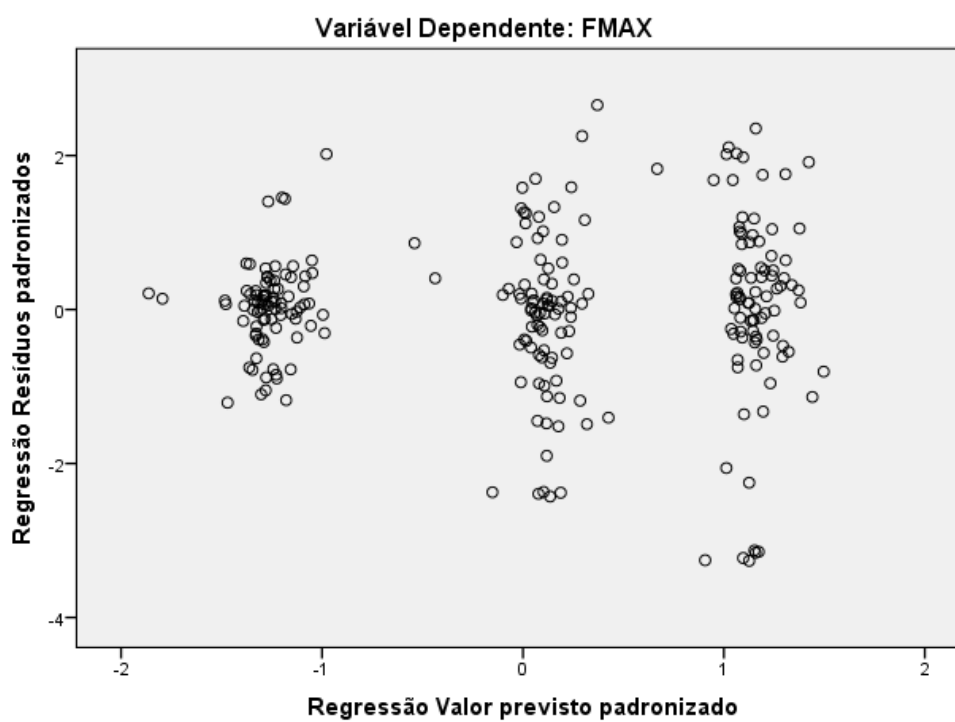


Gráfico P-P Normal de Regressão Resíduos padronizados**Gráfico de dispersão**

APÊNDICE 6 – MODELO PARA A MAGNITUDE DA FORÇA TOES
(variáveis preditoras: Carga, Deslocamento, Ritmo, Altura e Massa corporal)

Estatísticas descritivas

	Média	Desvio Padrão	N
FMAX	49.494	19.9614	258
Carga	.6100	.18054	258
Deslocamento	.64061	.112519	258
Ritmo	3.494	1.0763	258
Massa	65.986	12.4057	258
Altura	1.6597	.09633	258

Correlações

		FMAX	Carga	Deslocamento	Ritmo
Correlação de Pearson	FMAX	1,000	,712	,051	-,084
	Carga	,712	1,000	-,052	-,068
	Deslocamento	,051	-,052	1,000	,013
	Ritmo	-,084	-,068	,013	1,000
	Massa	,059	,000	,514	-,005
	Altura	,095	,000	,689	,119
Sig. (1 extremidade)	FMAX	.	,000	,208	,088
	Carga	,000	.	,203	,137
	Deslocamento	,208	,203	.	,418
	Ritmo	,088	,137	,418	.
	Massa	,172	,500	,000	,470
	Altura	,064	,500	,000	,028
N	FMAX	258	258	258	258
	Carga	258	258	258	258
	Deslocamento	258	258	258	258
	Ritmo	258	258	258	258
	Massa	258	258	258	258
	Altura	258	258	258	258

Correlações

		Massa	Altura
Correlação de Pearson	FMAX	,059	,095
	Carga	,000	,000
	Deslocamento	,514	,689
	Ritmo	-,005	,119
	Massa	1,000	,757
	Altura	,757	1,000
Sig. (1 extremidade)	FMAX	,172	,064
	Carga	,500	,500
	Deslocamento	,000	,000
	Ritmo	,470	,028
	Massa	.	,000
	Altura	,000	.
N	FMAX	258	258
	Carga	258	258
	Deslocamento	258	258
	Ritmo	258	258
	Massa	258	258
	Altura	258	258

Variáveis Inseridas/Removidas^a

Modelo	Variáveis inseridas	Variáveis removidas	Método
1	Altura, Carga, Ritmo, Deslocamento, Massa ^b		Inserir

a. Variável Dependente: FMAX

b. Todas as variáveis solicitadas inseridas.

Resumo do modelo^b

Modelo	R	R quadrado	R quadrado ajustado	Erro padrão da estimativa	Estatísticas de mudança	
					Alteração de R quadrado	Alteração F
1	,721 ^a	,520	,510	13.9713	,520	54,523

Resumo do modelo^b

Modelo	Estatísticas de mudança		
	df1	df2	Sig. Alteração F
1	5	252	,000

a. Preditores: (Constante), Altura, Carga, Ritmo, Deslocamento, Massa

b. Variável Dependente: FMAX

ANOVA^a

Modelo	Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	Z	Sig.
1					
Regressão	53213,592	5	10642,718	54,523	,000 ^b
Resíduo	49189,653	252	195,197		
Total	102403,245	257			

a. Variável Dependente: FMAX

b. Preditores: (Constante), Altura, Carga, Ritmo, Deslocamento, Massa

Coeficientes^a

Modelo		Coeficientes não padronizados		Coeficientes padronizados	t	Sig.
		B	Erro Padrão	Beta		
1	(Constante)	-31,767	19,908		-1,596	,112
	Carga	78,558	4,854	,710	16,183	,000
	Deslocamento	6,260	10,769	,035	,581	,562
	Ritmo	-,915	,831	-,049	-1,101	,272
	Massa	-,064	,109	-,040	-,593	,554
	Altura	22,161	16,774	,107	1,321	,188

Coeficientes^a

Modelo		95.0% Intervalo de Confiança para B		Correlações		
		Limite inferior	Limite superior	Ordem zero	Parcial	Parte
1	(Constante)	-70,975	7,441			
	Carga	68,998	88,118	,712	,714	,707
	Deslocamento	-14,948	27,468	,051	,037	,025
	Ritmo	-2,551	,721	-,084	-,069	-,048
	Massa	-,279	,150	,059	-,037	-,026
	Altura	-10,873	55,196	,095	,083	,058

Coeficientes^a

Modelo		Estatísticas de colinearidade	
		Tolerância	VIF
1	(Constante)		
	Carga	,989	1,011
	Deslocamento	,517	1,933
	Ritmo	,950	1,053
	Massa	,418	2,393
	Altura	,291	3,437

a. Variável Dependente: FMAX

Diagnóstico de colinearidade^a

Modelo	Dimensão	Autovalor	Índice de condição	Proporções de variância		
				(Constante)	Carga	Deslocamento
1	1	5,813	1,000	,00	,00	,00
	2	,089	8,076	,00	,40	,00
	3	,067	9,281	,00	,42	,04
	4	,016	18,983	,02	,03	,17
	5	,014	20,586	,05	,14	,54
	6	,001	94,937	,93	,00	,25

Diagnóstico de colinearidade^a

Modelo	Dimensão	Proporções de variância		
		Ritmo	Massa	Altura
1	1	,00	,00	,00
	2	,51	,00	,00
	3	,32	,04	,00
	4	,05	,56	,00
	5	,09	,00	,01
	6	,03	,40	,99

a. Variável Dependente: FMAX

Diagnóstico entre casos^a

Número do caso	Resíduo Padronizado	FMAX	Valor previsto	Resíduo
8	2,167	85.2	54.898	30.2809
84	2,278	99.0	67.136	31.8250
99	2,034	93.1	64.637	28.4139
112	2,011	63.7	35.567	28.0936
113	2,631	91.9	55.131	36.7650
126	2,116	92.2	62.600	29.5698
141	-3,102	22.3	65.643	-43.3336
143	-2,293	14.2	46.200	-32.0321
144	-3,214	17.0	61.925	-44.9107
146	-2,389	17.5	50.886	-33.3733
147	-3,239	20.1	65.303	-45.2508
149	-2,388	18.9	52.305	-33.3574
150	-3,170	22.4	66.648	-44.2951
182	-2,333	17.9	50.466	-32.5899
183	-3,126	22.0	65.639	-43.6737
213	2,200	93.6	62.876	30.7310
216	-2,308	34.2	66.469	-32.2457
254	-2,346	17.2	49.930	-32.7754
255	-3,186	20.1	64.641	-44.5168

a. Variável Dependente: FMAX

Estatísticas de resíduos^a

	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão	N
Valor previsto	27.268	72.324	49.494	14.3895	258
Valor Previsto Padrão	-1,545	1,587	,000	1,000	258
Erro padrão do valor previsto	1,030	6,809	2,018	,684	258
Valor previsto ajustado	27.504	72.884	49.472	14.3729	258
Resíduo	-45.2508	36.7650	.0000	13.8347	258
Resíduo Padronizado	-3,239	2,631	,000	,990	258
Resíduos Estudantizados	-3,263	2,665	,001	1,001	258
de Estud.	-46.2705	37.7134	.0220	14.1284	258
Resíduos deletados Estudantizados	-3,327	2,698	-,001	1,008	258
Mahal. Distância	,401	60,042	4,981	6,039	258
Distância de Cook	,000	,065	,004	,008	258
Valor de ponto alavanca centralizado	,002	,234	,019	,023	258

a. Variável Dependente: FMAX

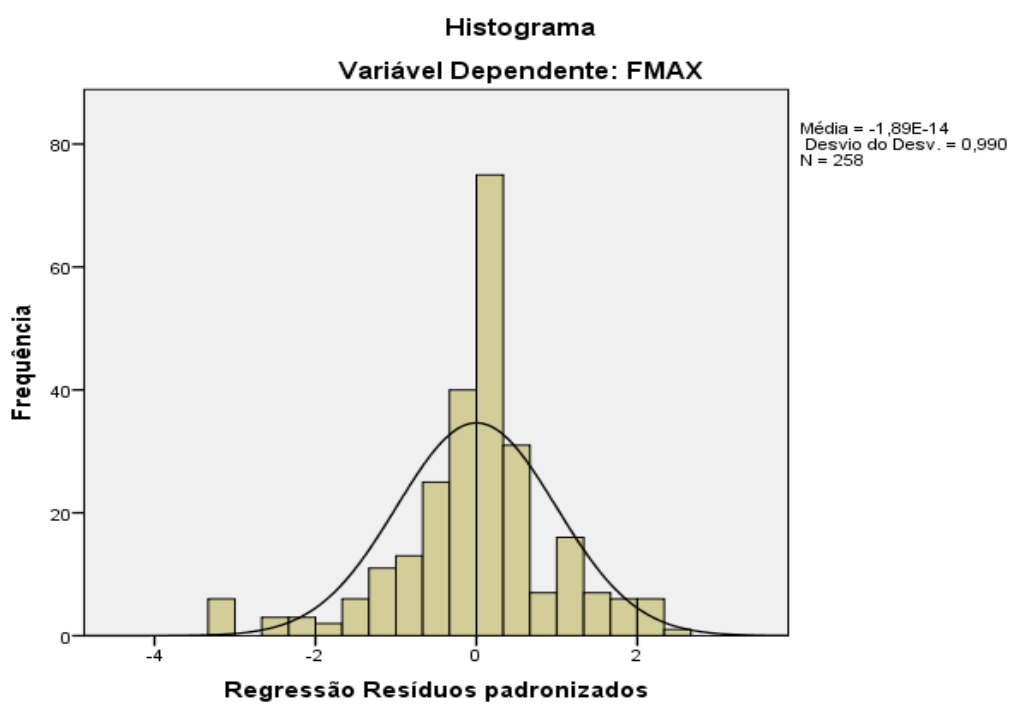
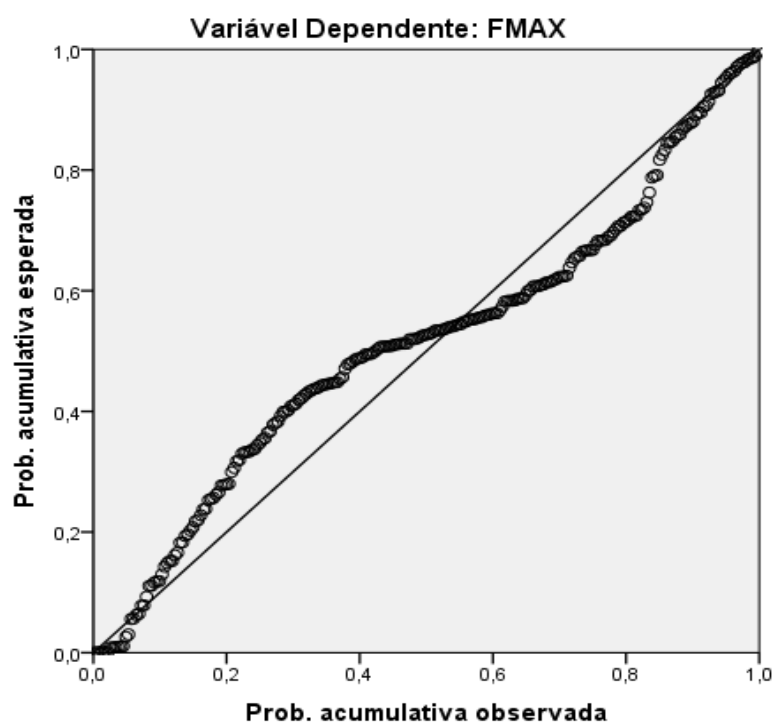
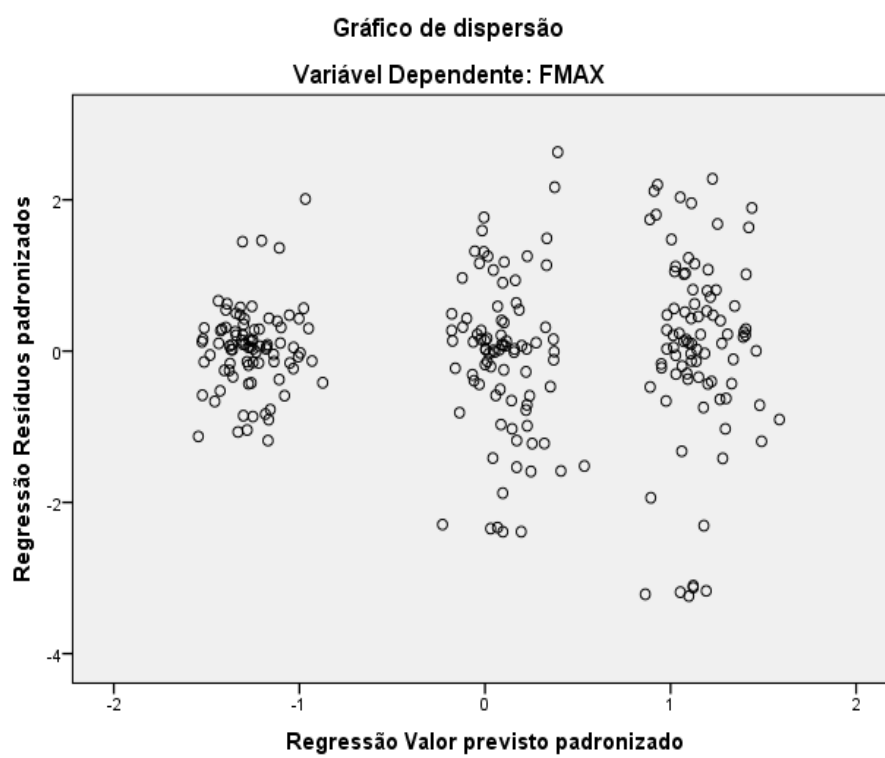


Gráfico P-P Normal de Regressão Resíduos padronizados





APÊNDICE 7 – MODELO PARA A MAGNITUDE DA FORÇA HEELS
(variáveis preditoras: carga, deslocamento, fator inercial)

Estatísticas descritivas

	Média	Desvio padrão	N
FMAX	48.358	18.5211	258
Carga	.6100	.18054	258
Deslocamento	.59015	.115911	258
Fator_inercial	4.268	3.7344	258

Correlações

		FMAX	Carga	Deslocamento	Fator_inercial
Correlação de Pearson	FMAX	1,000	,721	,002	,217
	Carga	,721	1,000	-,121	,019
	Deslocamento	,002	-,121	1,000	,287
	Fator_inercial	,217	,019	,287	1,000
Sig. (1 extremidade)	FMAX	.	,000	,487	,000
	Carga	,000	.	,026	,379
	Deslocamento	,487	,026	.	,000
	Fator_inercial	,000	,379	,000	.
N	FMAX	258	258	258	258
	Carga	258	258	258	258
	Deslocamento	258	258	258	258
	Fator_inercial	258	258	258	258

Variáveis Inseridas/Removidas^a

Modelo	Variáveis inseridas	Variáveis removidas	Método
1	Fator_inercial, Carga, Deslocamento ^b	.	Inserir

a. Variável dependente: FMAX

b. Todas as variáveis solicitadas inseridas.

Resumo do modelo^b

Modelo	R	R quadrado	R quadrado ajustado	Erro padrão da estimativa	Estatísticas de mudança	
					Alteração de R quadrado	Alteração F
1	,750 ^a	,563	,557	12.3222	,563	108,871

Resumo do modelo^b

Modelo	Estatísticas de mudança			Durbin-Watson
	df1	df2	Sig. Alteração F	
1	3 ^a	254	,000	1,020

a. Previsores: (Constante), Fator_inercial, Carga, Deslocamento

b. Variável dependente: FMAX

ANOVA^a

Modelo	Soma dos Quadrados	df	Média dos Quadrados	F	Sig.
1					
Regressão	49591,949	3	16530,650	108,871	,000 ^b
Residual	38566,649	254	151,837		
Total	88158,598	257			

a. Variável dependente: FMAX

b. Previsores: (Constante), Fator_inercial, Carga, Deslocamento

Coeficientes^a

Modelo	Coeficientes não padronizados		Coeficientes padronizados	t	Sig.
	B	Erro padrão	Beta		
1					
(Constante)	-4,110	5,067		-,811	,418
Carga	74,042	4,296	,722	17,234	,000
Deslocamento	5,449	6,985	,034	,780	,436
Fator_inercial	,958	,215	,193	4,449	,000

Coeficientes^a

Modelo	Intervalo de confiança 95,0% para B		Correlações		
	Limite inferior	Limite superior	Ordem zero	Parcial	Parte
1					
(Constante)	-14,088	5,868			
Carga	65,581	82,503	,721	,734	,715
Deslocamento	-8,307	19,205	,002	,049	,032
Fator_inercial	,534	1,381	,217	,269	,185

Coeficientes^a

Modelo	Estatísticas de colinearidade	
	Tolerância	VIF
1		
(Constante)		
Carga	,982	1,018
Deslocamento	,901	1,110
Fator_inercial	,914	1,094

a. Variável dependente: FMAX

Diagnóstico de colinearidade^a

Modelo	Dimensão	Valor próprio	Índice de condição	Proporções de variação		
				(Constante)	Carga	Deslocamento
1	1	3,575	1,000	,00	,01	,00
	2	,345	3,221	,00	,02	,00
	3	,066	7,343	,02	,70	,18
	4	,014	15,882	,97	,27	,82

Diagnóstico de colinearidade^a

Modelo	Dimensão	Proporções de variação	
		Fator_inercial	
1	1		,02
	2		,91
	3		,04
	4		,03

a. Variável dependente: FMAX

Diagnóstico entre casos^a

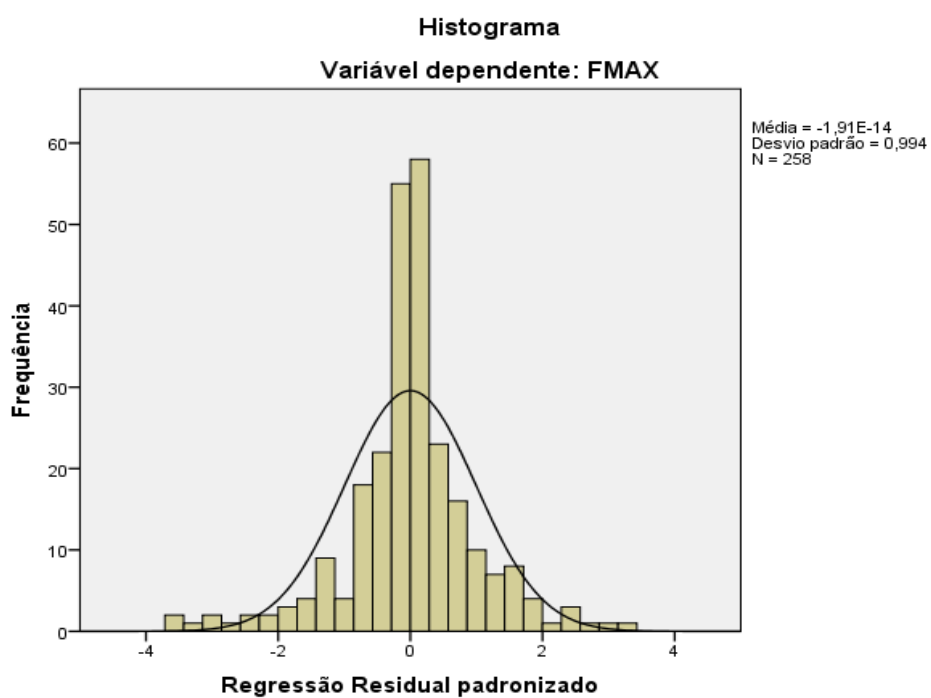
Número de Caso	Residual padrão	FMAX	Valor previsto	Residual
8	2,446	84.1	53.975	30.1441
92	-2,306	20.0	48.402	-28.4125
112	2,130	72.4	46.192	26.2466
126	2,337	90.1	61.292	28.8025
134	2,905	82.9	47.062	35.7900
140	-2,414	21.8	51.591	-29.7446
141	-3,527	20.4	63.898	-43.4659
143	-2,625	13.9	46.220	-32.3470
144	-3,610	15.7	60.145	-44.4825
146	-2,178	21.8	48.664	-26.8318
147	-3,141	22.9	61.559	-38.7000
149	-2,226	26.1	53.552	-27.4263
150	-3,279	26.4	66.788	-40.3994
170	3,214	90.7	51.149	39.5982
183	-3,067	25.5	63.299	-37.7915
197	2,427	81.7	51.763	29.9016
221	2,814	81.0	46.331	34.6772

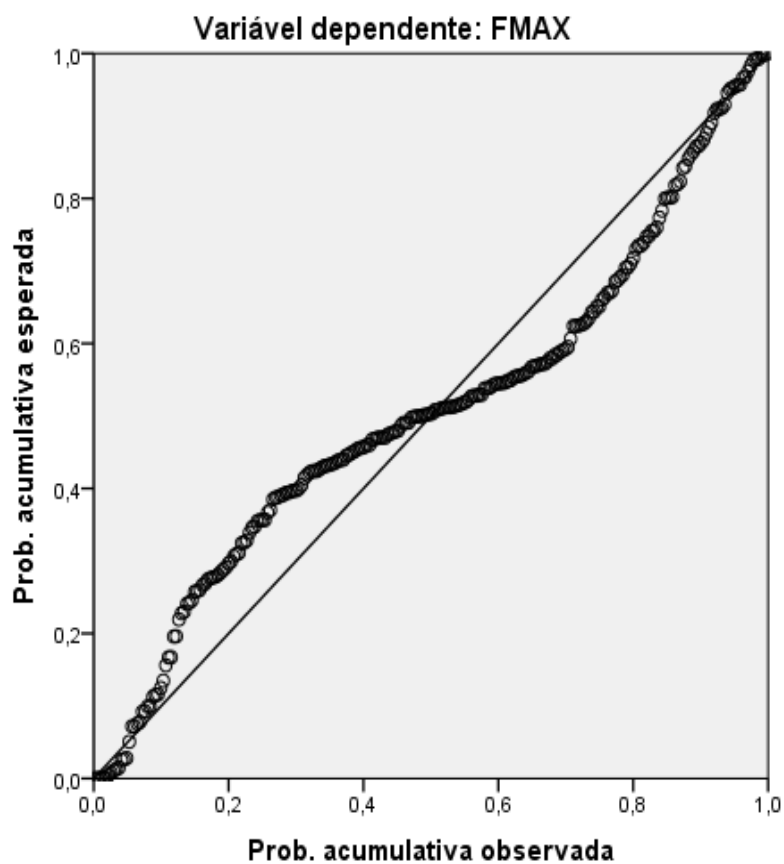
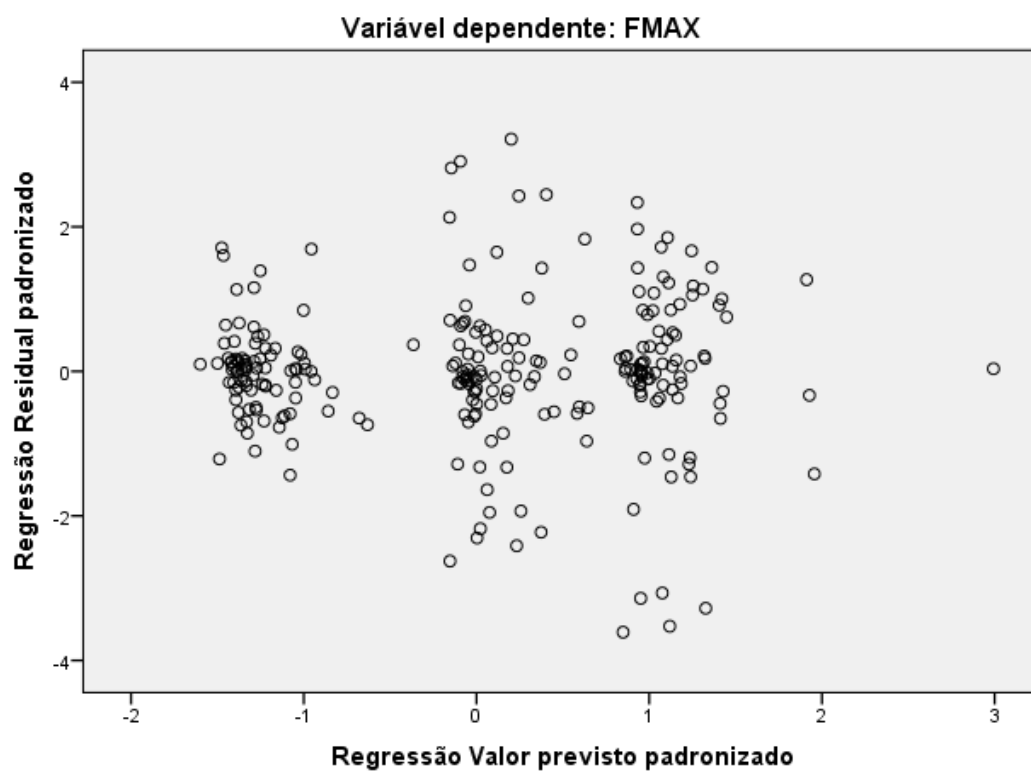
a. Variável dependente: FMAX

Estatísticas de residuais^a

	Mínimo	Máximo	Média	Desvio padrão	N
Valor previsto	26.140	89.936	48.358	13.8912	258
Valor previsto padrão	-1,599	2,993	,000	1,000	258
Erro padrão do valor previsto	,775	5,597	1,411	,603	258
Valor previsto ajustado	26.050	89.822	48.329	13.8720	258
Residual	-44.4825	39.5982	.0000	12.2501	258
Residual padrão	-3,610	3,214	,000	,994	258
Residual de Estud.	-3,634	3,221	,001	1,002	258
Residual excluído	-45.0808	39.7875	.0284	12.4386	258
Residual excluído de Estud.	-3,725	3,283	,000	1,011	258
Mahal. Distância	,020	52,029	2,988	5,396	258
Distância de Cook	,000	,111	,004	,012	258
Valor obtido centralizado	,000	,202	,012	,021	258

a. Variável dependente: FMAX



Plot P-P normal de regressão Residual padronizado**Plot disperso**

APÊNDICE 8 – MODELO PARA A MAGNITUDE DA FORÇA HEELS (variáveis preditoras: Carga, Deslocamento, Ritmo)

Estatísticas descritivas

	Média	Desvio Padrão	N
FMAX	48,358	18,5211	258
Carga	,6100	,18054	258
Deslocamento	,59015	,115911	258
Ritmo	3,542	1,1326	258

Correlações

		FMAX	Carga	Deslocamento	Ritmo
Correlação de Pearson	FMAX	1,000	,721	,002	-,136
	Carga	,721	1,000	-,121	-,042
	Deslocamento	,002	-,121	1,000	,073
	Ritmo	-,136	-,042	,073	1,000
Sig. (1 extremidade)	FMAX	.	,000	,487	,015
	Carga	,000	.	,026	,253
	Deslocamento	,487	,026	.	,120
	Ritmo	,015	,253	,120	.
N	FMAX	258	258	258	258
	Carga	258	258	258	258
	Deslocamento	258	258	258	258
	Ritmo	258	258	258	258

Variáveis Inseridas/Removidas^a

Modelo	Variáveis inseridas	Variáveis removidas	Método
1	Ritmo, Carga, Deslocamento ^b	.	Inserir

a. Variável Dependente: FMAX

b. Todas as variáveis solicitadas inseridas.

Resumo do modelo^b

Modelo	R	R quadrado	R quadrado ajustado	Erro padrão da estimativa	Estatísticas de mudança	
					Alteração de R quadrado	Alteração F
1	,736 ^a	,541	,536	12,6213	,541	99,807

Resumo do modelo^b

Modelo	Estatísticas de mudança			
	df1	df2	Sig. Alteração F	
1	3	254	,000	,999

a. Preditores: (Constante), Ritmo, Carga, Deslocamento

b. Variável Dependente: FMAX

ANOVA^a

Modelo		Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	Z	Sig.
1	Regressão	47697,004	3	15899,001	99,807	,000 ^b
	Resíduo	40461,594	254	159,298		
	Total	88158,598	257			

a. Variável Dependente: FMAX

b. Preditores: (Constante), Ritmo, Carga, Deslocamento

Coeficientes^a

Modelo		Coeficientes não padronizados		Coeficientes padronizados	t	Sig.
		B	Erro Padrão	Beta		
		1	(Constante)	-,025		
	Carga	74,749	4,396	,729	17,005	,000
	Deslocamento	15,771	6,859	,099	2,299	,022
	Ritmo	-1,841	,697	-,113	-2,640	,009

Coeficientes^a

Modelo		95.0% Intervalo de Confiança para B		Correlações		
		Limite inferior	Limite superior	Ordem zero	Parcial	Parte
		1	(Constante)	-11,154	11,103	
	Carga	66,092	83,406	,721	,730	,723
	Deslocamento	2,263	29,279	,002	,143	,098
	Ritmo	-3,214	-,468	-,136	-,163	-,112

Coeficientes^a

Modelo		Estatísticas de colinearidade	
		Tolerância	VIF
		1	(Constante)
	Carga	,984	1,016
	Deslocamento	,981	1,020
	Ritmo	,994	1,007

a. Variável Dependente: FMAX

Diagnóstico de colinearidade^a

Modelo	Dimensão	Autovalor	Índice de condição	Proporções de variância		
				(Constante)	Carga	Deslocamento
1	1	3,839	1,000	,00	,01	,00
	2	,090	6,518	,00	,44	,00
	3	,057	8,180	,02	,28	,31
	4	,014	16,862	,98	,27	,69

Diagnóstico de colinearidade^a

Modelo	Dimensão	Proporções de variância	
		Ritmo	
1	1		,01
	2		,50
	3		,40
	4		,09

a. Variável Dependente: FMAX

Diagnóstico entre casos^a

Número do caso	Resíduo Padronizado	FMAX	Valor previsto	Resíduo
8	2,419	84.1	53.583	30.5356
92	-2,399	20.0	50.264	-30.2752
112	2,770	72.4	37.475	34.9640
113	2,722	90.5	56.188	34.3493
126	2,226	90.1	61.998	28.0967
134	2,729	82.9	48.406	34.4465
140	-2,352	21.8	51.536	-29.6897
141	-3,510	20.4	64.729	-44.2966
143	-2,480	13.9	45.168	-31.2952
144	-3,433	15.7	58.996	-43.3327
146	-2,247	21.8	50.195	-28.3631
147	-3,172	22.9	62.890	-40.0314
149	-2,175	26.1	53.579	-27.4527
150	-3,252	26.4	67.430	-41.0412
170	3,126	90.7	51.294	39.4532
183	-3,067	25.5	64.213	-38.7050
197	2,237	81.7	53.435	28.2303
221	2,716	81.0	46.725	34.2831

a. Variável Dependente: FMAX

Estatísticas de resíduos ^a					
	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão	N
Valor previsto	23.709	70.048	48.358	13.6232	258
Valor Previsto Padrão	-1,809	1,592	,000	1,000	258
Erro padrão do valor previsto	,791	4,425	1,491	,498	258
Valor previsto ajustado	23.437	69.693	48.332	13.6266	258
Resíduo	-44.2966	39.4532	,0000	12.5474	258
Resíduo Padronizado	-3,510	3,126	,000	,994	258
Resíduos Estudantizados	-3,531	3,136	,001	1,002	258
de Estud.	-44.8398	39.7111	,0257	12.7545	258
Resíduos deletados Estudantizados	-3,614	3,192	,000	1,011	258
Mahal. Distância	,013	30,601	2,988	3,553	258
Distância de Cook	,000	,106	,004	,011	258
Valor de ponto alavanca centralizado	,000	,119	,012	,014	258

a. Variável Dependente: FMAX

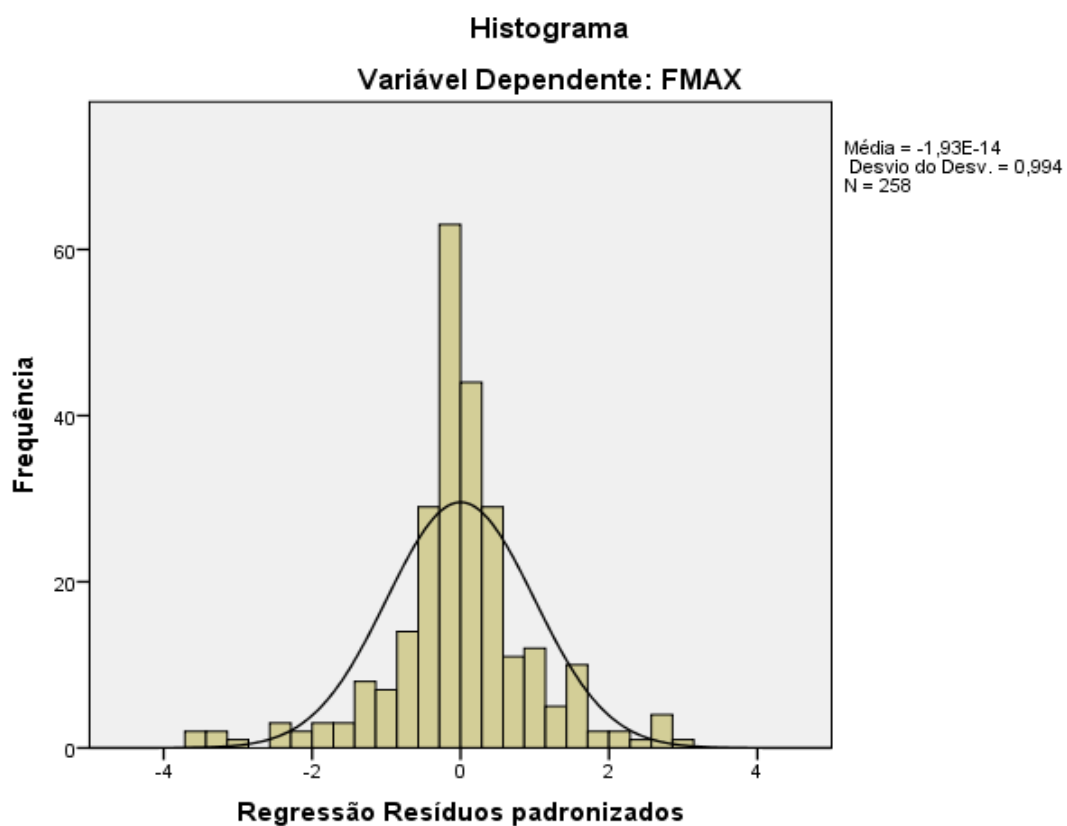
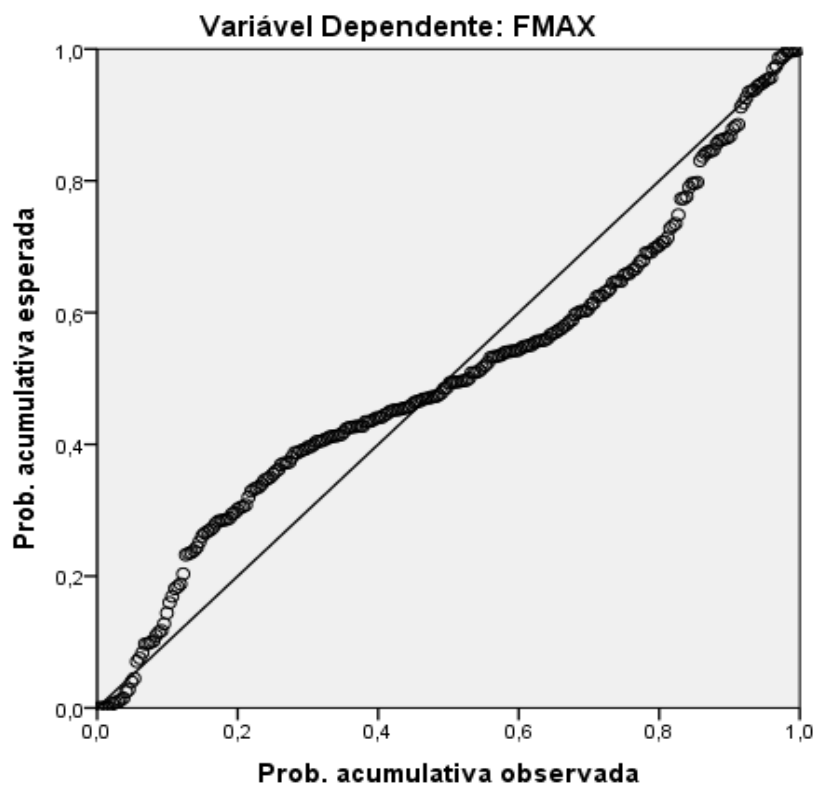
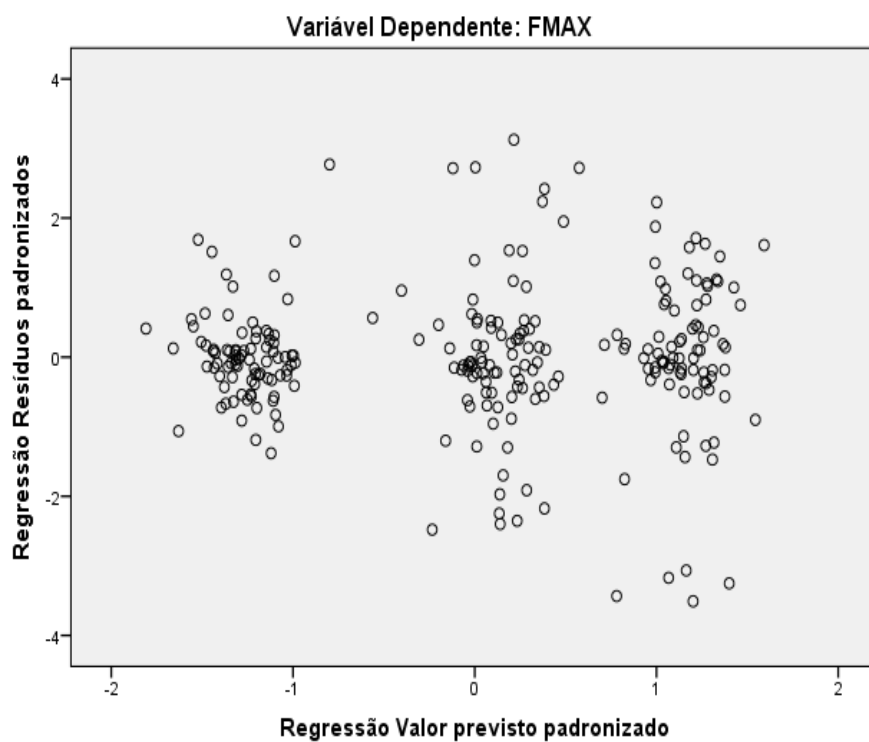


Gráfico P-P Normal de Regressão Resíduos padronizados**Gráfico de dispersão**

APÊNDICE 9 – MODELO PARA A MAGNITUDE DA FORÇA HEELS
(variáveis preditoras: Carga, Deslocamento, Ritmo, Altura e Massa corporal)

Estadísticas descriptivas

	Média	Desvio Padrão	N
FMAX	48.358	18.5211	258
Carga	.6100	.18054	258
Deslocamento	.59015	.115911	258
Ritmo	3.542	1.1326	258
Massa	65.986	12.4057	258
Altura	1.6597	.09633	258

Correlações

		FMAX	Carga	Deslocamento	Ritmo
Correlação de Pearson	FMAX	1,000	,721	,002	-,136
	Carga	,721	1,000	-,121	-,042
	Deslocamento	,002	-,121	1,000	,073
	Ritmo	-,136	-,042	,073	1,000
	Massa	,081	,000	,399	,018
	Altura	,105	,000	,486	,148
Sig. (1 extremidade)	FMAX	.	,000	,487	,015
	Carga	,000	.	,026	,253
	Deslocamento	,487	,026	.	,120
	Ritmo	,015	,253	,120	.
	Massa	,097	,500	,000	,387
	Altura	,046	,500	,000	,009
N	FMAX	258	258	258	258
	Carga	258	258	258	258
	Deslocamento	258	258	258	258
	Ritmo	258	258	258	258
	Massa	258	258	258	258
	Altura	258	258	258	258

Correlações		Massa	Altura
Correlação de Pearson	FMAX	,081	,105
	Carga	,000	,000
	Deslocamento	,399	,486
	Ritmo	,018	,148
	Massa	1,000	,757
	Altura	,757	1,000
Sig. (1 extremidade)	FMAX	,097	,046
	Carga	,500	,500
	Deslocamento	,000	,000
	Ritmo	,387	,009
	Massa	.	,000
	Altura	,000	.
N	FMAX	258	258
	Carga	258	258
	Deslocamento	258	258
	Ritmo	258	258
	Massa	258	258
	Altura	258	258

Variáveis Inseridas/Removidas^a

Modelo	Variáveis inseridas	Variáveis removidas	Método
1	Altura, Carga, Ritmo, Deslocamento, Massa ^b	.	Inserir

a. Variável Dependente: FMAX

b. Todas as variáveis solicitadas inseridas.

Resumo do modelo^b

Modelo	R	R quadrado	R quadrado ajustado	Erro padrão da estimativa	Estatísticas de mudança	
					Alteração de R quadrado	Alteração F
1	,741 ^a	,549	,540	12,5647	,549	61,284

Resumo do modelo^b

Modelo	Estatísticas de mudança			
	df1	df2	Sig. Alteração F	
1	5	252	,000	1,014

a. Preditores: (Constante), Altura, Carga, Ritmo, Deslocamento, Massa

b. Variável Dependente: FMAX

ANOVA^a

Modelo		Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	Z	Sig.
1	Regressão	48374,953	5	9674,991	61,284	,000 ^b
	Resíduo	39783,645	252	157,872		
	Total	88158,598	257			

a. Variável Dependente: FMAX

b. Preditores: (Constante), Altura, Carga, Ritmo, Deslocamento, Massa

Coeficientes^a

Modelo		Coeficientes não padronizados		Coeficientes padronizados	t	Sig.
		B	Erro Padrão	Beta		
1	(Constante)	-30,044	16,752		-1,793	,074
	Carga	74,103	4,388	,722	16,889	,000
	Deslocamento	8,262	7,825	,052	1,056	,292
	Ritmo	-2,073	,708	-,127	-2,928	,004
	Massa	-,042	,098	-,028	-,432	,666
	Altura	23,171	13,348	,121	1,736	,084

Coeficientes^a

Modelo		95.0% Intervalo de Confiança para B		Correlações		
		Limite inferior	Limite superior	Ordem zero	Parcial	Parte
1	(Constante)	-63,036	2,949			
	Carga	65,462	82,745	,721	,729	,715
	Deslocamento	-7,150	23,673	,002	,066	,045
	Ritmo	-3,467	-,679	-,136	-,181	-,124
	Massa	-,235	,150	,081	-,027	-,018
	Altura	-3,117	49,460	,105	,109	,073

Coeficientes^a

Modelo		Estatísticas de colinearidade	
		Tolerância	VIF
1	(Constante)		
	Carga	,979	1,021
	Deslocamento	,747	1,339
	Ritmo	,955	1,047
	Massa	,417	2,399
	Altura	,372	2,691

a. Variável Dependente: FMAX

Diagnóstico de colinearidade^a

Modelo	Dimensão	Autovalor	Índice de condição	Proporções de variância		
				(Constante)	Carga	Deslocamento
1	1	5,802	1,000	,00	,00	,00
	2	,091	8,004	,00	,39	,00
	3	,071	9,067	,00	,39	,08
	4	,021	16,540	,00	,04	,73
	5	,015	19,537	,07	,18	,14
	6	,001	85,356	,93	,00	,06

Diagnóstico de colinearidade^a

Modelo	Dimensão	Proporções de variância		
		Ritmo	Massa	Altura
1	1	,00	,00	,00
	2	,53	,00	,00
	3	,35	,03	,00
	4	,00	,27	,00
	5	,10	,23	,01
	6	,02	,46	,99

a. Variável Dependente: FMAX

Diagnóstico entre casos^a

Número do caso	Resíduo Padronizado	FMAX	Valor previsto	Resíduo
8	2,266	84.1	55.653	28.4664
92	-2,381	20.0	49.907	-29.9183
112	2,722	72.4	38.234	34.2051
113	2,650	90.5	57.244	33.2929
126	2,425	90.1	59.624	30.4708
134	2,854	82.9	46.990	35.8615
140	-2,319	21.8	50.987	-29.1410
141	-3,482	20.4	64.187	-43.7545
143	-2,360	13.9	43.524	-29.6515
144	-3,317	15.7	57.343	-41.6804
146	-2,215	21.8	49.663	-27.8308
147	-3,120	22.9	62.055	-39.1962
149	-2,177	26.1	53.483	-27.3574
150	-3,246	26.4	67.177	-40.7885
170	2,956	90.7	53.603	37.1441
183	-3,031	25.5	63.588	-38.0798
197	2,509	81.7	50.143	31.5224
221	2,807	81.0	45.733	35.2750

a. Variável Dependente: FMAX

Estatísticas de resíduos^a

	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão	N
Valor previsto	22.548	71.249	48.358	13.7197	258
Valor Previsto Padrão	-1,881	1,669	,000	1,000	258
Erro padrão do valor previsto	,919	5,300	1,824	,588	258
Valor previsto ajustado	22.197	71.674	48.325	13.7197	258
Resíduo	-43.7545	37.1441	.0000	12.4419	258
Resíduo Padronizado	-3,482	2,956	,000	,990	258
Resíduos Estudantizados	-3,505	2,980	,001	1,002	258
de Estud.	-44.3168	37.7400	.0329	12.7309	258
Resíduos deletados Estudantizados	-3,586	3,028	,001	1,010	258
Mahal. Distância	,379	44,735	4,981	5,164	258
Distância de Cook	,000	,079	,004	,009	258
Valor de ponto alavanca centralizado	,001	,174	,019	,020	258

a. Variável Dependente: FMAX

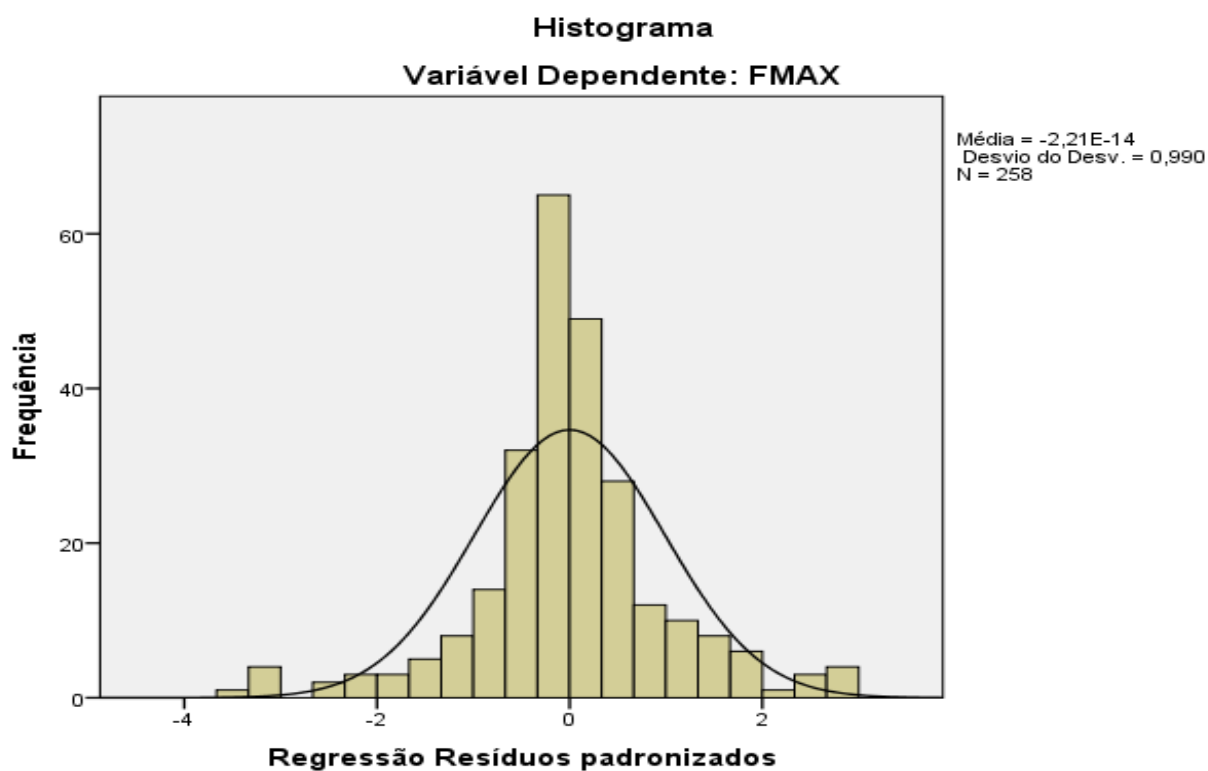
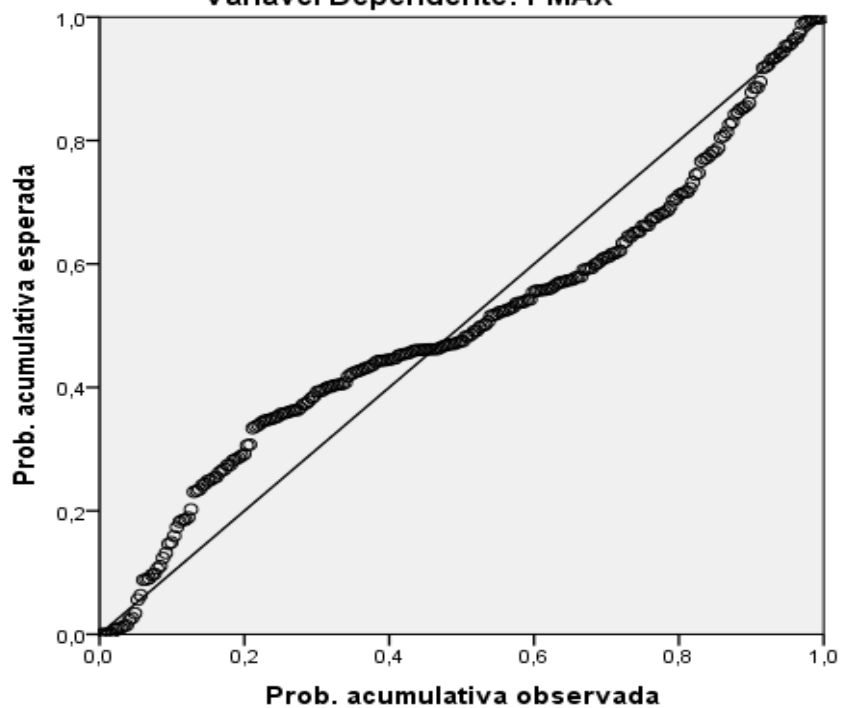
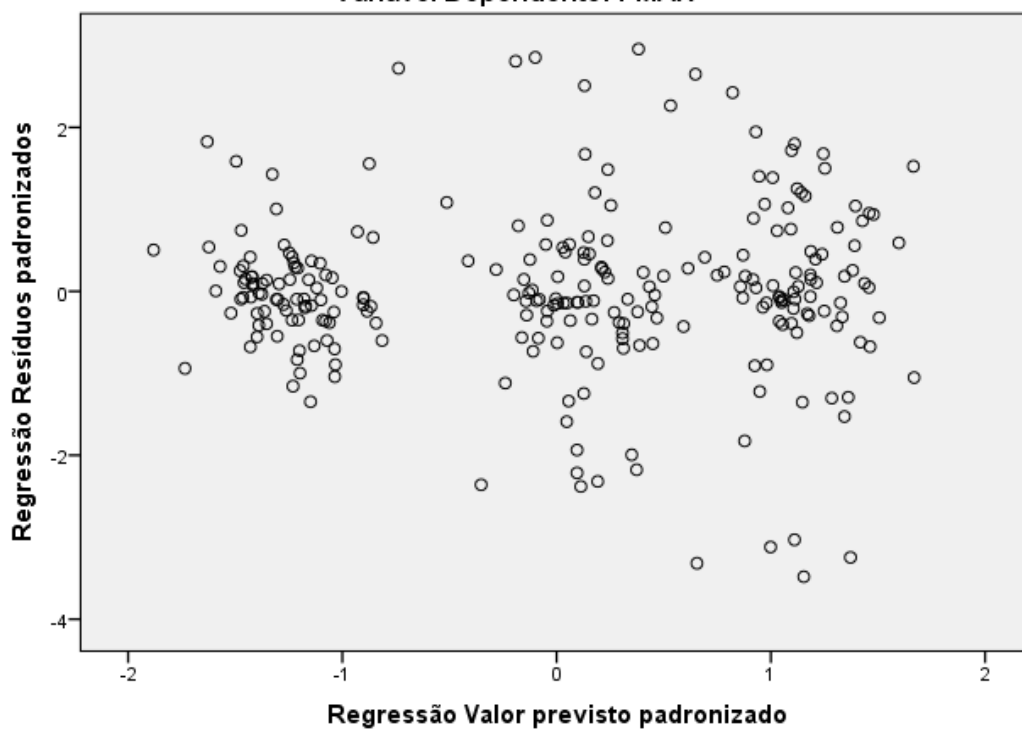


Gráfico P-P Normal de Regressão Resíduos padronizados

Variável Dependente: FMAX

**Gráfico de dispersão**

Variável Dependente: FMAX



APÊNDICE 10 – MODELO PARA A MAGNITUDE DA FORÇA ARCHES
(variáveis preditoras: Carga, Deslocamento, Fator Inercial)

Estatísticas descritivas

	Média	Desvio padrão	N
FMAX	47.105	17.2326	258
Carga	.6100	.18054	258
Deslocamento	.61094	.090796	258
Fator_inercial	4.481	3.8498	258

Correlações

		FMAX	Carga	Deslocamento	Fator_inercial
Correlação de Pearson	FMAX	1,000	,240	,148	,113
	Carga	,240	1,000	-,074	,039
	Deslocamento	,148	-,074	1,000	,237
	Fator_inercial	,113	,039	,237	1,000
Sig. (1 extremidade)	FMAX	.	,000	,009	,035
	Carga	,000	.	,118	,265
	Deslocamento	,009	,118	.	,000
	Fator_inercial	,035	,265	,000	.
N	FMAX	258	258	258	258
	Carga	258	258	258	258
	Deslocamento	258	258	258	258
	Fator_inercial	258	258	258	258

Variáveis Inseridas/Removidas^a

Modelo	Variáveis inseridas	Variáveis removidas	Método
1	Fator_inercial, Carga, Deslocamento ^b		Inserir

a. Variável dependente: FMAX

b. Todas as variáveis solicitadas inseridas.

Resumo do modelo^b

Modelo	R	R quadrado	R quadrado ajustado	Erro padrão da estimativa	Estatísticas de mudança	
					Alteração de R quadrado	Alteração F
1	,300 ^a	,090	,079	16.5378	,090	8,350

Resumo do modelo^b

Modelo	Estatísticas de mudança			Durbin-Watson
	df1	df2	Sig. Alteração F	
1	3 ^a	254	,000	1,467

a. Previsores: (Constante), Fator_inercial, Carga, Deslocamento

b. Variável dependente: FMAX

ANOVA^a

Modelo	Soma dos Quadrados	df	Média dos Quadrados	F	Sig.
1					
Regressão	6851,311	3	2283,770	8,350	,000 ^b
Residual	69468,299	254	273,497		
Total	76319,610	257			

a. Variável dependente: FMAX

b. Previsores: (Constante), Fator_inercial, Carga, Deslocamento

Coeficientes^a

Modelo	Coeficientes não padronizados		Coeficientes padronizados	t	Sig.
	B	Erro padrão	Beta		
1					
(Constante)	13,798	8,112		1,701	,090
Carga	23,742	5,740	,249	4,136	,000
Deslocamento	28,586	11,738	,151	2,435	,016
Fator_inercial	,303	,276	,068	1,098	,273

Coeficientes^a

Modelo	Intervalo de confiança 95,0% para B		Correlações		
	Limite inferior	Limite superior	Ordem zero	Parcial	Parte
1					
(Constante)	-2,176	29,773			
Carga	12,438	35,045	,240	,251	,248
Deslocamento	5,470	51,702	,148	,151	,146
Fator_inercial	-,241	,848	,113	,069	,066

Coeficientes^a

Modelo	Estatísticas de colinearidade	
	Tolerância	VIF
1		
(Constante)		
Carga	,991	1,009
Deslocamento	,937	1,067
Fator_inercial	,941	1,063

a. Variável dependente: FMAX

Diagnóstico de colinearidade^a

Modelo	Dimensão	Valor próprio	Índice de condição	Proporções de variação		
				(Constante)	Carga	Deslocamento
1	1	3,591	1,000	,00	,01	,00
	2	,339	3,253	,00	,02	,00
	3	,060	7,735	,03	,84	,09
	4	,009	19,588	,97	,13	,91

Diagnóstico de colinearidade^a

Modelo	Dimensão	Proporções de variação	
		Fator_inercial	
1	1		,02
	2		,93
	3		,02
	4		,03

a. Variável dependente: FMAX

Diagnóstico entre casos^a

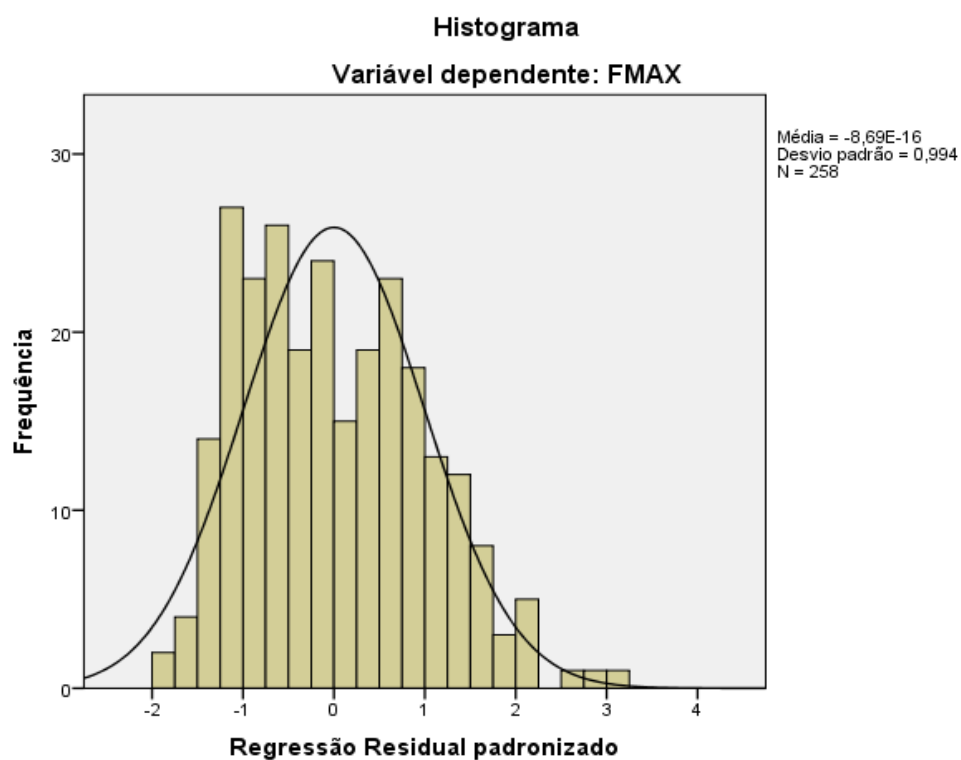
Número de Caso	Residual padrão	FMAX	Valor previsto	Residual
13	2,910	87.8	39.665	48.1287
40	3,205	92.6	39.637	52.9998
94	2,122	78.3	43.226	35.0959
95	2,006	81.6	48.370	33.1797
155	2,592	98.0	55.176	42.8614
158	2,188	80.2	44.016	36.1835
247	2,111	77.2	42.332	34.9037
248	2,023	82.1	48.654	33.4563

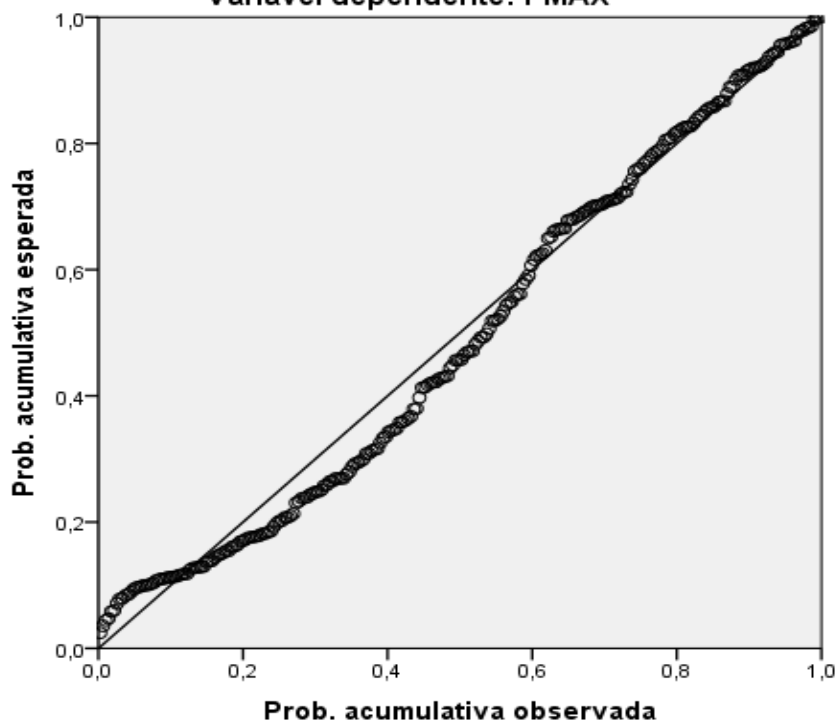
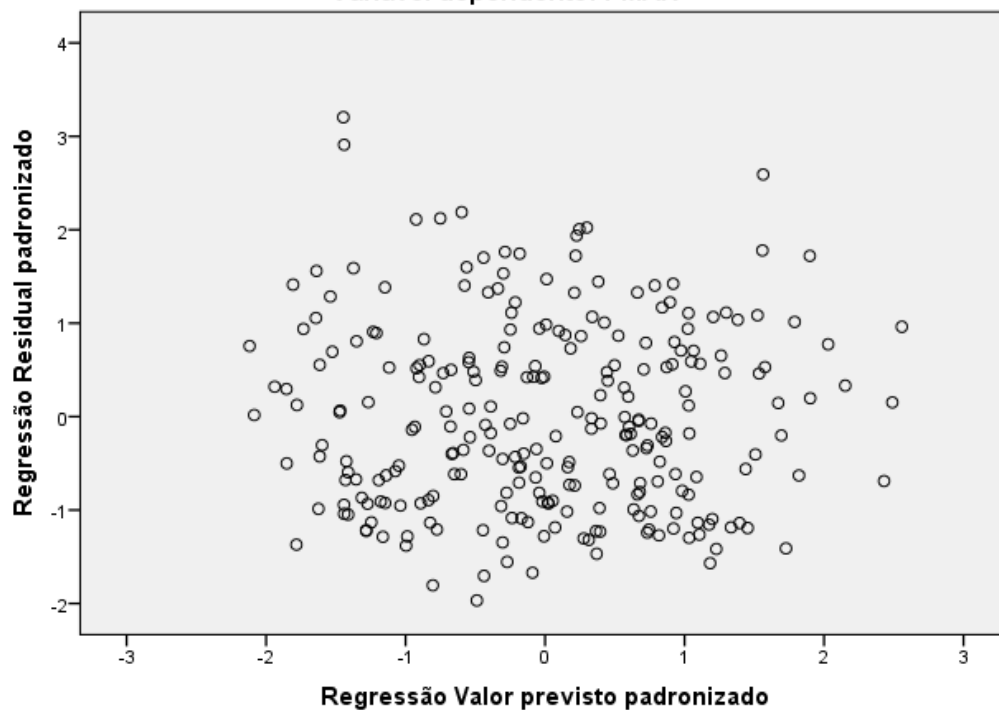
a. Variável dependente: FMAX

Estadísticas de residuais^a

	Mínimo	Máximo	Média	Desvio padrão	N
Valor previsto	36.167	60.312	47.105	5.1632	258
Valor previsto padrão	-2,118	2,558	,000	1,000	258
Erro padrão do valor previsto	1,039	7,887	1,915	,759	258
Valor previsto ajustado	34.247	60.048	47.087	5.1456	258
Residual	-32.5417	52.9998	.0000	16.4409	258
Residual padrão	-1,968	3,205	,000	,994	258
Residual de Estud.	-1,988	3,225	,000	1,001	258
Residual excluído	-33.2242	53.6655	.0175	16.6790	258
Residual excluído de Estud.	-2,000	3,286	,001	1,004	258
Mahal. Distância	,018	57,461	2,988	5,075	258
Distância de Cook	,000	,088	,004	,007	258
Valor obtido centralizado	,000	,224	,012	,020	258

a. Variável dependente: FMAX



Plot P-P normal de regressão Residual padronizado**Variável dependente: FMAX****Plot disperso****Variável dependente: FMAX**

APÊNDICE 11 – MODELO PARA A MAGNITUDE DA FORÇA ARCHES (variáveis preditoras: Carga, Deslocamento, Ritmo)

Estatísticas descritivas

	Média	Desvio Padrão	N
FMAX	47.105	17.2326	258
Carga	.6100	.18054	258
Deslocamento	.61094	.090796	258
Ritmo	10.370	110.2316	258

Correlações

		FMAX	Carga	Deslocamento	Ritmo
Correlação de Pearson	FMAX	1,000	,240	,148	-,065
	Carga	,240	1,000	-,074	-,080
	Deslocamento	,148	-,074	1,000	-,065
	Ritmo	-,065	-,080	-,065	1,000
Sig. (1 extremidade)	FMAX	.	,000	,009	,149
	Carga	,000	.	,118	,100
	Deslocamento	,009	,118	.	,149
	Ritmo	,149	,100	,149	.
N	FMAX	258	258	258	258
	Carga	258	258	258	258
	Deslocamento	258	258	258	258
	Ritmo	258	258	258	258

Variáveis Inseridas/Removidas^a

Modelo	Variáveis inseridas	Variáveis removidas	Método
1	Ritmo, Deslocamento, Carga ^b	.	Inserir

a. Variável Dependente: FMAX

b. Todas as variáveis solicitadas inseridas.

Resumo do modelo^b

Modelo	R	R quadrado	R quadrado ajustado	Erro padrão da estimativa	Estatísticas de mudança	
					Alteração de R quadrado	Alteração F
1	,294 ^a	,087	,076	16.5664	,087	8,029

Resumo do modelo^b

Modelo	Estatísticas de mudança			
	df1	df2	Sig. Alteração F	
1	3	254	,000	1,480

a. Preditores: (Constante), Ritmo, Deslocamento, Carga

b. Variável Dependente: FMAX

ANOVA^a

Modelo		Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	Z	Sig.
1	Regressão	6610,579	3	2203,526	8,029	,000 ^b
	Resíduo	69709,030	254	274,445		
	Total	76319,610	257			

a. Variável Dependente: FMAX

b. Preditores: (Constante), Ritmo, Deslocamento, Carga

Coeficientes^a

Modelo		Coeficientes não padronizados		Coeficientes padronizados	t	Sig.
		B	Erro Padrão	Beta		
1	(Constante)	13,548	8,145		1,663	,098
	Carga	23,832	5,761	,250	4,137	,000
	Deslocamento	31,223	11,442	,165	2,729	,007
	Ritmo	-,005	,009	-,034	-,570	,569

Coeficientes^a

Modelo		95.0% Intervalo de Confiança para B		Correlações		
		Limite inferior	Limite superior	Ordem zero	Parcial	Parte
1	(Constante)	-2,494	29,589			
	Carga	12,488	35,177	,240	,251	,248
	Deslocamento	8,690	53,756	,148	,169	,164
	Ritmo	-,024	,013	-,065	-,036	-,034

Coeficientes^a

Modelo		Estatísticas de colinearidade	
		Tolerância	VIF
1	(Constante)		
	Carga	,987	1,013
	Deslocamento	,989	1,011
	Ritmo	,989	1,012

a. Variável Dependente: FMAX

Diagnóstico de colinearidade^a

Modelo	Dimensão	Autovalor	Índice de condição	Proporções de variância		
				(Constante)	Carga	Deslocamento
1	1	2,940	1,000	,00	,01	,00
	2	,990	1,723	,00	,00	,00
	3	,061	6,951	,02	,85	,09
	4	,010	17,583	,98	,14	,91

Diagnóstico de colinearidade^a

Modelo	Dimensão	Proporções de variância	
		Ritmo	
1	1		,00
	2		,98
	3		,00
	4		,01

a. Variável Dependente: FMAX

Diagnóstico entre casos^a

Número do caso	Resíduo		Valor previsto	Resíduo
	Padronizado	FMAX		
13	2,870	87.8	40.255	47.5386
40	3,158	92.6	40.316	52.3210
70	-2,031	12.0	45.682	-33.6433
94	2,132	78.3	43.008	35.3139
95	2,018	81.6	48.123	33.4266
155	2,615	98.0	54.710	43.3270
158	2,254	80.2	42.852	37.3483
247	2,081	77.2	42.754	34.4817
248	2,025	82.1	48.560	33.5501

a. Variável Dependente: FMAX

Estatísticas de resíduos^a

	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão	N
Valor previsto	29.155	58.584	47.105	5.0717	258
Valor Previsto Padrão	-3,539	2,263	,000	1,000	258
Erro padrão do valor previsto	1,039	16,566	1,771	1,060	258
Valor previsto ajustado	-1,089.022	58.915	42.763	70.9097	258
Resíduo	-33.6433	52.3210	,0000	16.4694	258
Resíduo Padronizado	-2,031	3,158	,000	,994	258
Resíduos Estudentizados	-2,048	3,177	,003	1,001	258
de Estud.	-34.2285	1,118.2880	4.3421	71.5863	258
Resíduos deletados Estudentizados	-2,061	3,235	,004	1,004	258
Mahal. Distância	,014	255,978	2,988	16,037	258
Distância de Cook	,000	1139,066	4,418	70,915	258
Valor de ponto alavanca centralizado	,000	,996	,012	,062	258

a. Variável Dependente: FMAX

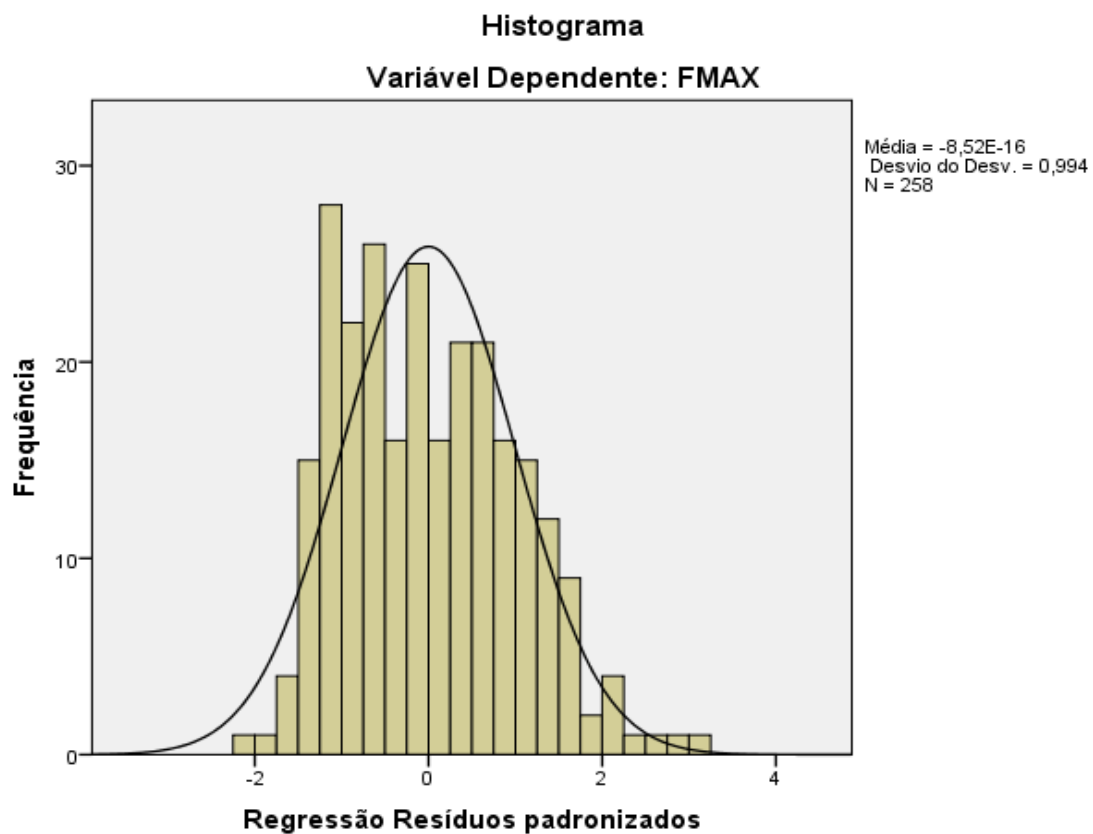


Gráfico P-P Normal de Regressão Resíduos padronizados

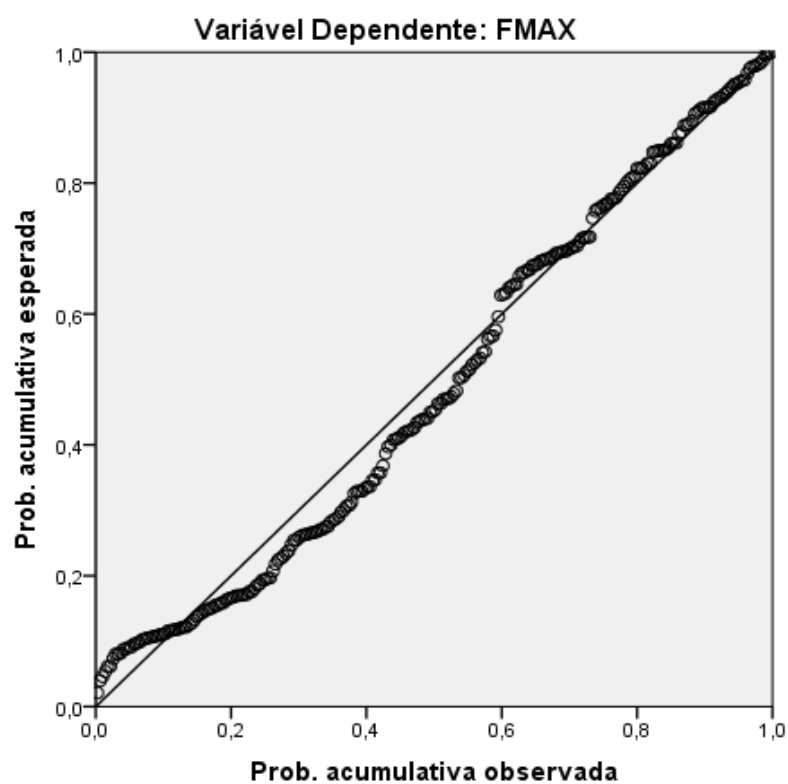
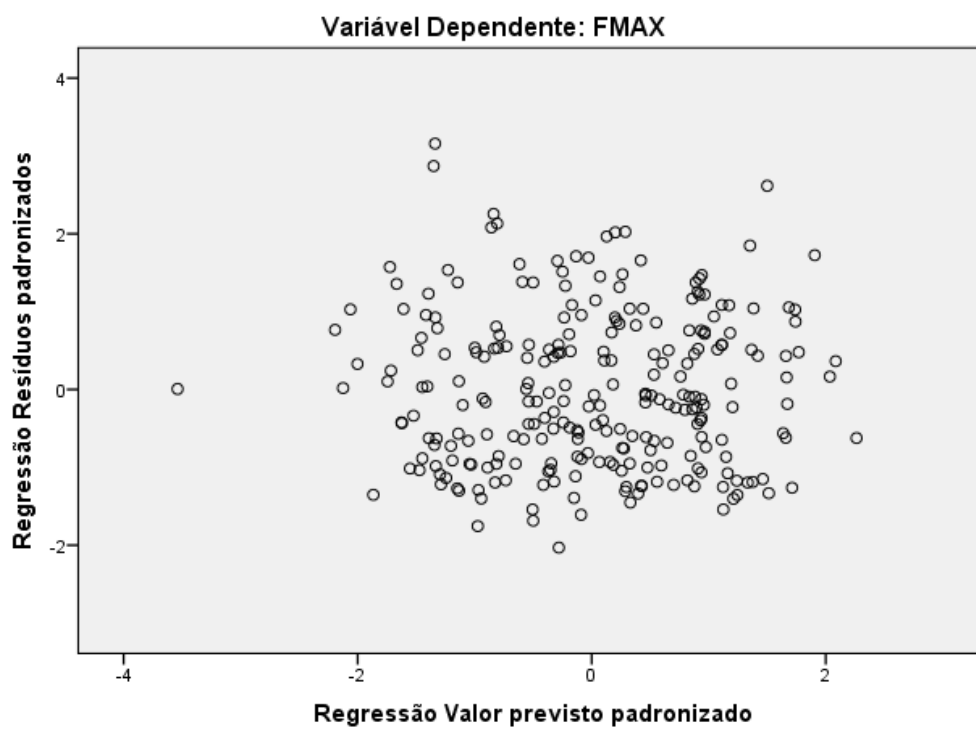


Gráfico de dispersão



APÊNDICE 12 – Modelo para a Magnitude da Força ARCHES
(variáveis preditoras: Carga, Deslocamento, Ritmo, Altura e Massa corporal)

Estatísticas descritivas

	Média	Desvio Padrão	N
FMAX	47.105	17.2326	258
Carga	.6100	.18054	258
Deslocamento	.61094	.090796	258
Ritmo	10.370	110.2316	258
Massa	65.986	12.4057	258
Altura	1.6597	.09633	258

Correlações

		FMAX	Carga	Deslocamento	Ritmo
Correlação de Pearson	FMAX	1,000	,240	,148	-,065
	Carga	,240	1,000	-,074	-,080
	Deslocamento	,148	-,074	1,000	-,065
	Ritmo	-,065	-,080	-,065	1,000
	Massa	,174	,000	,598	-,035
	Altura	,123	,000	,724	-,083
Sig. (1 extremidade)	FMAX	.	,000	,009	,149
	Carga	,000	.	,118	,100
	Deslocamento	,009	,118	.	,149
	Ritmo	,149	,100	,149	.
	Massa	,002	,500	,000	,289
	Altura	,025	,500	,000	,092
N	FMAX	258	258	258	258
	Carga	258	258	258	258
	Deslocamento	258	258	258	258
	Ritmo	258	258	258	258
	Massa	258	258	258	258
	Altura	258	258	258	258

Correlações

		Massa	Altura
Correlação de Pearson	FMAX	,174	,123
	Carga	,000	,000
	Deslocamento	,598	,724
	Ritmo	-,035	-,083
	Massa	1,000	,757
	Altura	,757	1,000
Sig. (1 extremidade)	FMAX	,002	,025
	Carga	,500	,500
	Deslocamento	,000	,000
	Ritmo	,289	,092
	Massa	.	,000
	Altura	,000	.
N	FMAX	258	258
	Carga	258	258
	Deslocamento	258	258
	Ritmo	258	258
	Massa	258	258
	Altura	258	258

Variáveis Inseridas/Removidas^a

Modelo	Variáveis inseridas	Variáveis removidas	Método
1	Altura, Carga, Ritmo, Deslocamento, Massa ^b	.	Inserir

a. Variável Dependente: FMAX

b. Todas as variáveis solicitadas inseridas.

Resumo do modelo^b

Modelo	R	R quadrado	R quadrado ajustado	Erro padrão da estimativa	Estatísticas de mudança	
					Alteração de R quadrado	Alteração F
1	,316 ^a	,100	,082	16.5122	,100	5,583

Resumo do modelo^b

Modelo	Estatísticas de mudança		
	df1	df2	Sig. Alteração F
1	5	252	,000

a. Preditores: (Constante), Altura, Carga, Ritmo, Deslocamento, Massa

b. Variável Dependente: FMAX

ANOVA^a

Modelo		Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	Z	Sig.
1	Regressão	7611,493	5	1522,299	5,583	,000 ^b
	Resíduo	68708,116	252	272,651		
	Total	76319,610	257			

a. Variável Dependente: FMAX

b. Preditores: (Constante), Altura, Carga, Ritmo, Deslocamento, Massa

Coeficientes^a

Modelo		Coeficientes não padronizados		Coeficientes padronizados	t	Sig.
		B	Erro Padrão	Beta		
1	(Constante)	35,083	23,008		1,525	,129
	Carga	23,653	5,758	,248	4,108	,000
	Deslocamento	27,444	16,654	,145	1,648	,101
	Ritmo	-,006	,009	-,039	-,656	,513
	Massa	,245	,128	,176	1,916	,057
	Altura	-21,259	19,201	-,119	-1,107	,269

Coeficientes^a

Modelo		95.0% Intervalo de Confiança para B		Correlações		
		Limite inferior	Limite superior	Ordem zero	Parcial	Parte
1	(Constante)	-10,230	80,396			
	Carga	12,313	34,993	,240	,251	,246
	Deslocamento	-5,354	60,243	,148	,103	,098
	Ritmo	-,025	,012	-,065	-,041	-,039
	Massa	-,007	,497	,174	,120	,115
	Altura	-59,073	16,555	,123	-,070	-,066

Coeficientes^a

Modelo		Estatísticas de colinearidade	
		Tolerância	VIF
1	(Constante)		
	Carga	,982	1,019
	Deslocamento	,464	2,155
	Ritmo	,985	1,016
	Massa	,421	2,374
	Altura	,310	3,224

a. Variável Dependente: FMAX

Diagnóstico de colinearidade^a

Modelo	Dimensão	Autovalor	Índice de condição	Proporções de variância		
				(Constante)	Carga	Deslocamento
1	1	4,908	1,000	,00	,00	,00
	2	,991	2,225	,00	,00	,00
	3	,074	8,160	,00	,83	,01
	4	,017	16,878	,04	,10	,00
	5	,009	23,328	,03	,06	,77
	6	,001	84,795	,93	,00	,22

Diagnóstico de colinearidade^a

Modelo	Dimensão	Proporções de variância		
		Ritmo	Massa	Altura
1	1	,00	,00	,00
	2	,98	,00	,00
	3	,00	,02	,00
	4	,00	,47	,00
	5	,01	,18	,00
	6	,01	,33	,99

a. Variável Dependente: FMAX

Diagnóstico entre casos^a

Número do caso	Resíduo Padronizado	FMAX	Valor previsto	Resíduo
13	2,994	87.8	38.352	49.4422
40	3,195	92.6	39.884	52.7527
64	-2,075	13.1	47.361	-34.2566
94	2,136	78.3	43.051	35.2707
95	2,018	81.6	48.224	33.3263
155	2,612	98.0	54.908	43.1287
158	2,169	80.2	44.379	35.8207
247	2,021	77.2	43.858	33.3785

a. Variável Dependente: FMAX

Estatísticas de resíduos^a

	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão	N
Valor previsto	29.188	60.345	47.105	5.4421	258
Valor Previsto Padrão	-3,292	2,433	,000	1,000	258
Erro padrão do valor previsto	1,066	16,511	2,235	1,161	258
Valor previsto ajustado	-776.652	60.697	43.976	51.5685	258
Resíduo	-34.2566	52.7527	.0000	16.3507	258
Resíduo Padronizado	-2,075	3,195	,000	,990	258
Resíduos Estudantizados	-2,115	3,214	,002	1,000	258
de Estud.	-35.5885	805.9181	3.1287	52.8681	258
Resíduos deletados Estudantizados	-2,129	3,276	,003	1,003	258
Mahal. Distância	,075	255,979	4,981	16,633	258
Distância de Cook	,000	396,991	1,542	24,715	258
Valor de ponto alavanca centralizado	,000	,996	,019	,065	258

a. Variável Dependente: FMAX

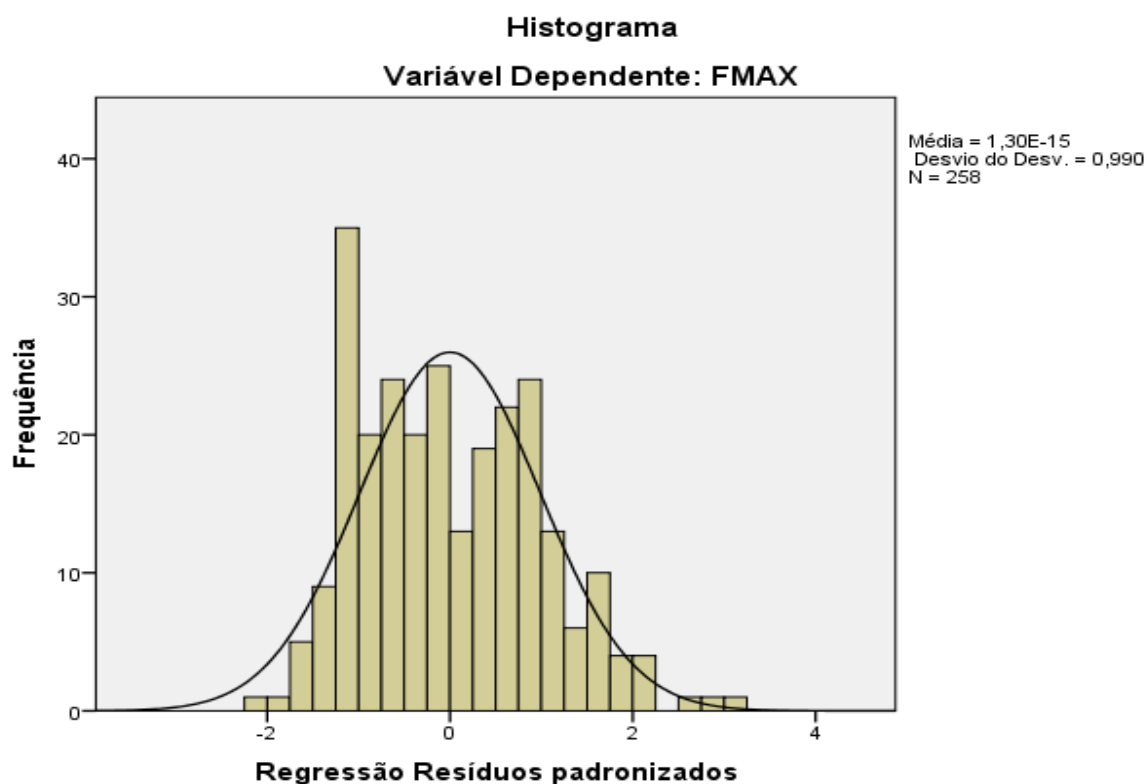


Gráfico P-P Normal de Regressão Resíduos padronizados

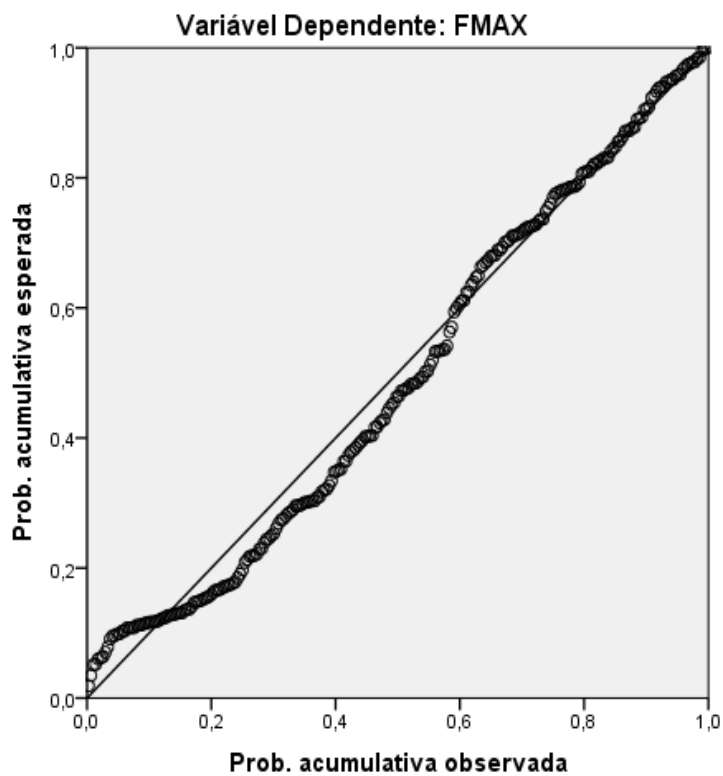
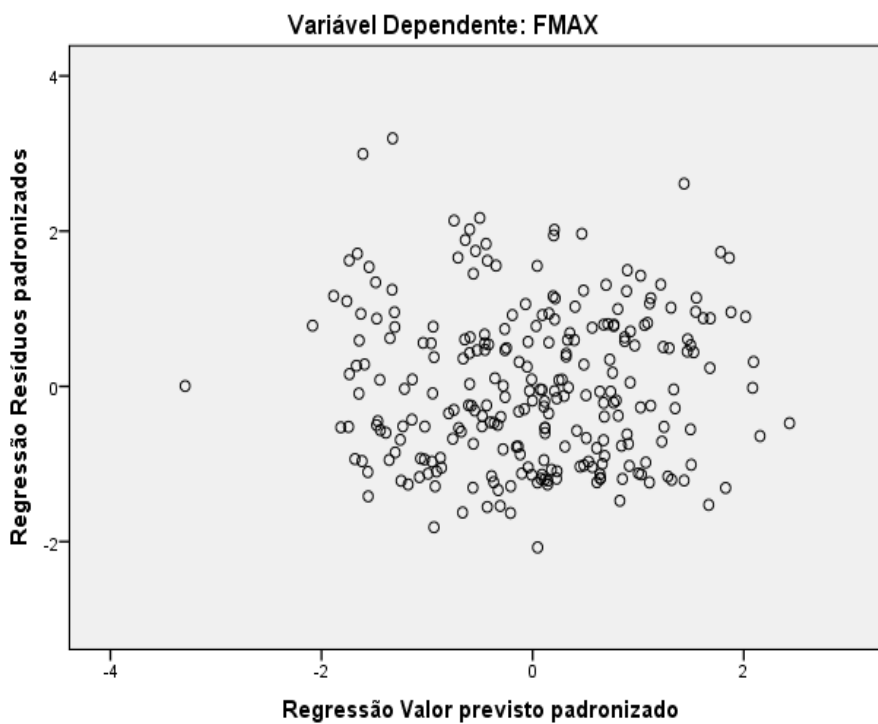


Gráfico de dispersão



APÊNDICE 13 – MODELO PARA A MAGNITUDE DA FORÇA TENDON STRETCH (variáveis preditoras: Carga, Deslocamento, Fator Inercial)

Estatísticas descritivas

	Média	Desvio padrão	N
FMAX	58.752	22.2495	258
Carga	.6100	.18054	258
Deslocamento	.56593	.103508	258
Fator_inercial	9.043	7.4949	258

Correlações

		FMAX	Carga	Deslocamento	Fator_inercial
Correlação de Pearson	FMAX	1,000	,702	,044	,328
	Carga	,702	1,000	-,092	,054
	Deslocamento	,044	-,092	1,000	,347
	Fator_inercial	,328	,054	,347	1,000
Sig. (1 extremidade)	FMAX	.	,000	,240	,000
	Carga	,000	.	,070	,195
	Deslocamento	,240	,070	.	,000
	Fator_inercial	,000	,195	,000	.
N	FMAX	258	258	258	258
	Carga	258	258	258	258
	Deslocamento	258	258	258	258
	Fator_inercial	258	258	258	258

Variáveis Inseridas/Removidas^a

Modelo	Variáveis inseridas	Variáveis removidas	Método
1	Fator_inercial, Carga, Deslocamento ^b	.	Inserir

a. Variável dependente: FMAX

b. Todas as variáveis solicitadas inseridas.

Resumo do modelo^b

Modelo	R	R quadrado	R quadrado ajustado	Erro padrão da estimativa	Estatísticas de mudança	
					Alteração de R quadrado	Alteração F
1	,759 ^a	,577	,572	14.5591	,577	115,404

Resumo do modelo^b

Modelo	Estatísticas de mudança			Durbin-Watson
	df1	df2	Sig. Alteração F	
1	3 ^a	254	,000	1,278

a. Previsores: (Constante), Fator_inercial, Carga, Deslocamento

b. Variável dependente: FMAX

ANOVA^a

Modelo	Soma dos Quadrados	df	Média dos Quadrados	F	Sig.
1					
Regressão	73385,753	3	24461,918	115,404	,000 ^b
Residual	53839,674	254	211,967		
Total	127225,427	257			

a. Variável dependente: FMAX

b. Previsores: (Constante), Fator_inercial, Carga, Deslocamento

Coeficientes^a

Modelo	Coeficientes não padronizados		Coeficientes padronizados	t	Sig.
	B	Erro padrão	Beta		
1					
(Constante)	-1,547	6,247		-,248	,805
Carga	84,660	5,073	,687	16,687	,000
Deslocamento	1,625	9,422	,008	,172	,863
Fator_inercial	,856	,130	,288	6,594	,000

Coeficientes^a

Modelo	Intervalo de confiança 95,0% para B		Correlações		
	Limite inferior	Limite superior	Ordem zero	Parcial	Parte
1					
(Constante)	-13,849	10,755			
Carga	74,668	94,651	,702	,723	,681
Deslocamento	-16,930	20,179	,044	,011	,007
Fator_inercial	,600	1,111	,328	,382	,269

Coeficientes^a

Modelo	Estatísticas de colinearidade	
	Tolerância	VIF
1		
(Constante)		
Carga	,983	1,017
Deslocamento	,867	1,153
Fator_inercial	,872	1,147

a. Variável dependente: FMAX

Diagnóstico de colinearidade^a

Modelo	Dimensão	Valor próprio	Índice de condição	Proporções de variação		
				(Constante)	Carga	Deslocamento
1	1	3,608	1,000	,00	,01	,00
	2	,317	3,376	,01	,03	,00
	3	,063	7,549	,02	,75	,14
	4	,013	16,937	,97	,22	,86

Diagnóstico de colinearidade^a

Modelo	Dimensão	Proporções de variação	
		Fator_inercial	
1	1		,02
	2		,88
	3		,04
	4		,07

a. Variável dependente: FMAX

Diagnóstico entre casos^a

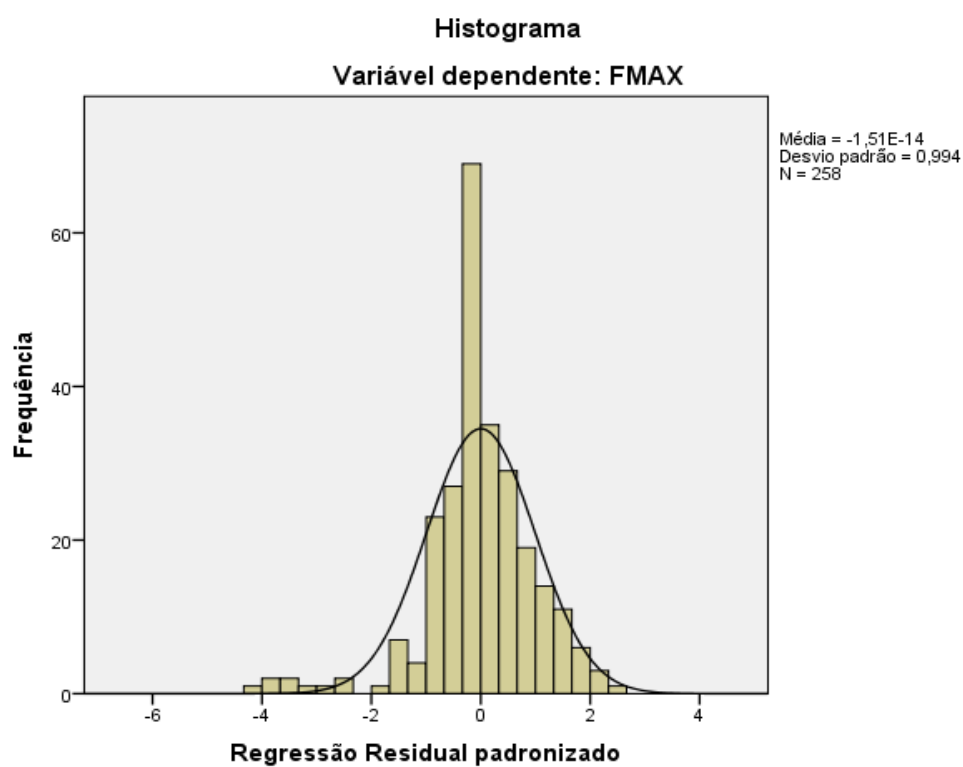
Número de Caso	Residual padrão	FMAX	Valor previsto	Residual
71	-3,445	10.1	60.224	-50.1528
92	2,503	93.6	57.151	36.4464
128	2,301	92.8	59.341	33.4972
140	-2,572	19.2	56.615	-37.4502
141	-3,697	19.2	72.986	-53.8206
143	-2,837	12.9	54.248	-41.3097
144	-3,750	15.7	70.327	-54.5896
146	-2,497	17.4	53.781	-36.3519
147	-3,558	19.0	70.760	-51.8079
149	-3,325	17.0	65.446	-48.4033
150	-4,220	19.1	80.564	-61.4359
197	2,057	87.0	57.042	29.9548
233	2,129	83.3	52.329	30.9932

a. Variável dependente: FMAX

Estatísticas de residuais^a

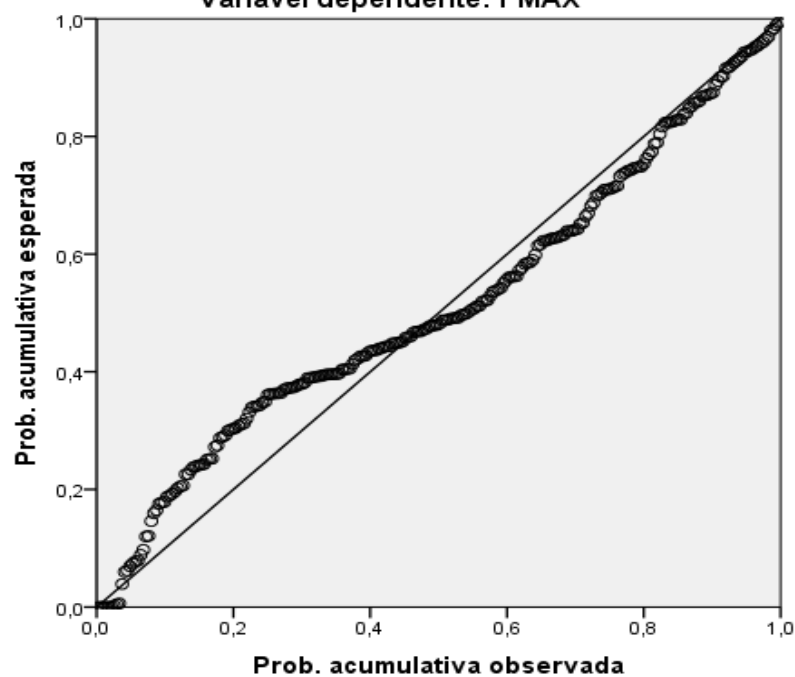
	Mínimo	Máximo	Média	Desvio padrão	N
Valor previsto	32.249	107.099	58.752	16.8982	258
Valor previsto padrão	-1,568	2,861	,000	1,000	258
Erro padrão do valor previsto	,916	4,903	1,692	,653	258
Valor previsto ajustado	32.214	109.346	58.744	16.9108	258
Residual	-61.4359	36.4464	.0000	14.4739	258
Residual padrão	-4,220	2,503	,000	,994	258
Residual de Estud.	-4,243	2,510	,000	1,002	258
Residual excluído	-62.1083	36.6283	.0080	14.6973	258
Residual excluído de Estud.	-4,393	2,536	-,002	1,013	258
Mahal. Distância	,021	28,150	2,988	4,306	258
Distância de Cook	,000	,142	,004	,012	258
Valor obtido centralizado	,000	,110	,012	,017	258

a. Variável dependente: FMAX

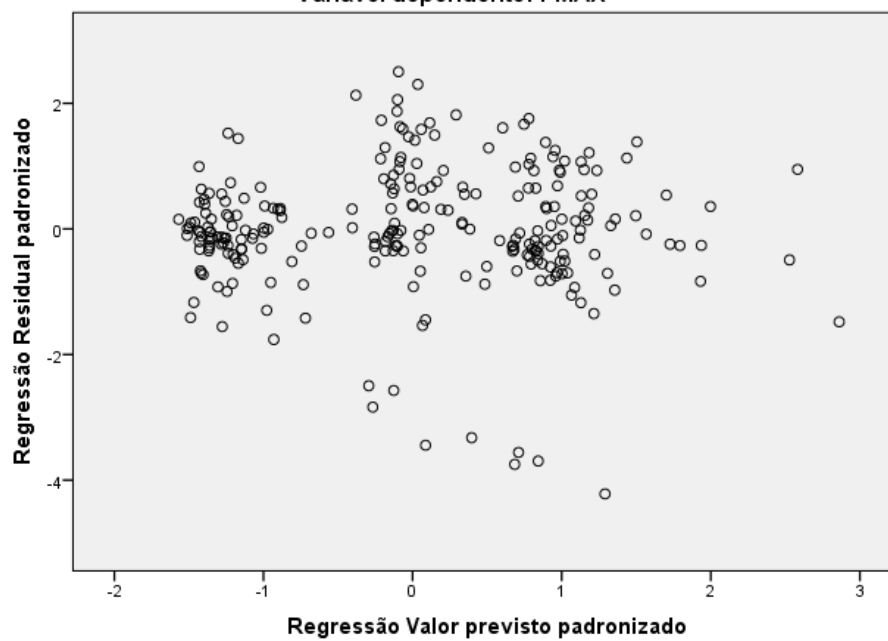


Plot P-P normal de regressão Residual padronizado

Variável dependente: FMAX

**Plot disperso**

Variável dependente: FMAX



APÊNDICE 14 – MODELO PARA A MAGNITUDE DA FORÇA TENDON STRETCH (variáveis preditoras: Carga, Deslocamento, Ritmo)

Estatísticas descritivas

	Média	Desvio Padrão	N
FMAX	58.752	22.2495	258
Carga	.6100	.18054	258
Deslocamento	.56593	.103508	258
Ritmo	2.377	.7215	258

Correlações

		FMAX	Carga	Deslocamento	Ritmo
Correlação de Pearson	FMAX	1,000	,702	,044	-,265
	Carga	,702	1,000	-,092	-,057
	Deslocamento	,044	-,092	1,000	-,078
	Ritmo	-,265	-,057	-,078	1,000
Sig. (1 extremidade)	FMAX	.	,000	,240	,000
	Carga	,000	.	,070	,181
	Deslocamento	,240	,070	.	,105
	Ritmo	,000	,181	,105	.
N	FMAX	258	258	258	258
	Carga	258	258	258	258
	Deslocamento	258	258	258	258
	Ritmo	258	258	258	258

Variáveis Inseridas/Removidas^a

Modelo	Variáveis inseridas	Variáveis removidas	Método
1	Ritmo, Carga, Deslocamento ^b	.	Inserir

a. Variável Dependente: FMAX

b. Todas as variáveis solicitadas inseridas.

Resumo do modelo^b

Modelo	R	R quadrado	R quadrado ajustado	Erro padrão da estimativa	Estatísticas de mudança	
					Alteração de R quadrado	Alteração F
1	,743 ^a	,551	,546	14.9902	,551	104,061

Resumo do modelo^b

Modelo	Estatísticas de mudança			
	df1	df2	Sig. Alteração F	
1	3	254	,000	1,286

a. Preditores: (Constante), Ritmo, Carga, Deslocamento

b. Variável Dependente: FMAX

ANOVA^a

Modelo		Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	Z	Sig.
1	Regressão	70149,765	3	23383,255	104,061	,000 ^b
	Resíduo	57075,662	254	224,707		
	Total	127225,427	257			

a. Variável Dependente: FMAX

b. Preditores: (Constante), Ritmo, Carga, Deslocamento

Coeficientes^a

Modelo		Coeficientes não padronizados		Coeficientes padronizados	t	Sig.
		B	Erro Padrão	Beta		
		1	(Constante)	11,143		
	Carga	85,993	5,213	,698	16,497	,000
	Deslocamento	19,668	9,105	,091	2,160	,032
	Ritmo	-6,720	1,303	-,218	-5,159	,000

Coeficientes^a

Modelo		95.0% Intervalo de Confiança para B		Correlações		
		Limite inferior	Limite superior	Ordem zero	Parcial	Parte
		1	(Constante)	-3,365	25,651	
	Carga	75,727	96,258	,702	,719	,693
	Deslocamento	1,737	37,598	,044	,134	,091
	Ritmo	-9,286	-4,155	-,265	-,308	-,217

Coeficientes^a

Modelo		Estatísticas de colinearidade	
		Tolerância	VIF
		1	(Constante)
	Carga	,987	1,013
	Deslocamento	,984	1,016
	Ritmo	,990	1,010

a. Variável Dependente: FMAX

Diagnóstico de colinearidade^a

Modelo	Dimensão	Autovalor	Índice de condição	Proporções de variância		
				(Constante)	Carga	Deslocamento
1	1	3,845	1,000	,00	,01	,00
	2	,087	6,653	,00	,43	,00
	3	,057	8,217	,02	,35	,27
	4	,011	18,511	,98	,22	,72

Diagnóstico de colinearidade^a

Modelo	Dimensão	Proporções de variância	
		Ritmo	
1	1		,01
	2		,50
	3		,30
	4		,19

a. Variável Dependente: FMAX

Diagnóstico entre casos^a

Número do caso	Resíduo		Valor previsto	Resíduo
	Padronizado	FMAX		
71	-3,559	10.1	63.418	-53.3471
92	2,229	93.6	60.186	33.4105
113	2,400	104.4	68.383	35.9742
114	2,106	116.2	84.633	31.5690
128	2,107	92.8	61.252	31.5857
140	-2,602	19.2	58.162	-38.9974
141	-3,729	19.2	75.066	-55.9010
143	-2,506	12.9	50.503	-37.5652
144	-3,424	15.7	67.064	-51.3268
146	-2,124	17.4	49.261	-31.8324
147	-3,328	19.0	68.838	-49.8857
149	-3,216	17.0	65.247	-48.2040
150	-4,135	19.1	81.115	-61.9867
233	2,203	83.3	50.305	33.0167

a. Variável Dependente: FMAX

Estatísticas de resíduos^a

	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão	N
Valor previsto	18.075	88.597	58.752	16.5214	258
Valor Previsto Padrão	-2,462	1,806	,000	1,000	258
Erro padrão do valor previsto	,967	5,225	1,779	,566	258
Valor previsto ajustado	16.814	88.702	58.721	16.5525	258
Resíduo	-61.9867	35.9742	.0000	14.9025	258
Resíduo Padronizado	-4,135	2,400	,000	,994	258
Resíduos Estudantizados	-4,159	2,422	,001	1,002	258
de Estud.	-62.7170	36.6902	.0308	15.1530	258
Resíduos deletados Estudantizados	-4,300	2,446	-,001	1,012	258
Mahal. Distância	,073	30,223	2,988	3,371	258
Distância de Cook	,000	,150	,004	,013	258
Valor de ponto alavanca centralizado	,000	,118	,012	,013	258

a. Variável Dependente: FMAX

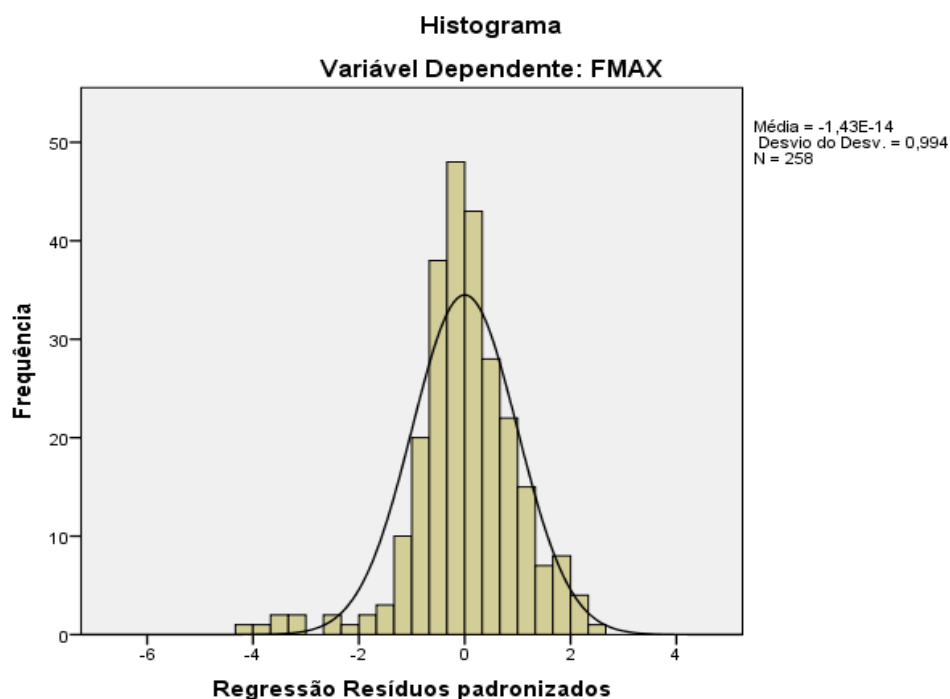
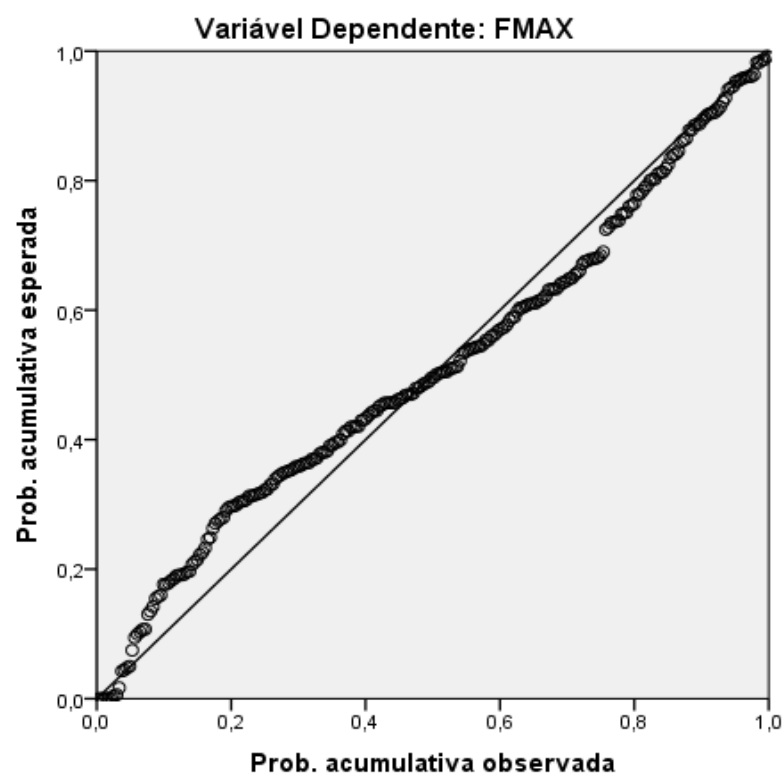
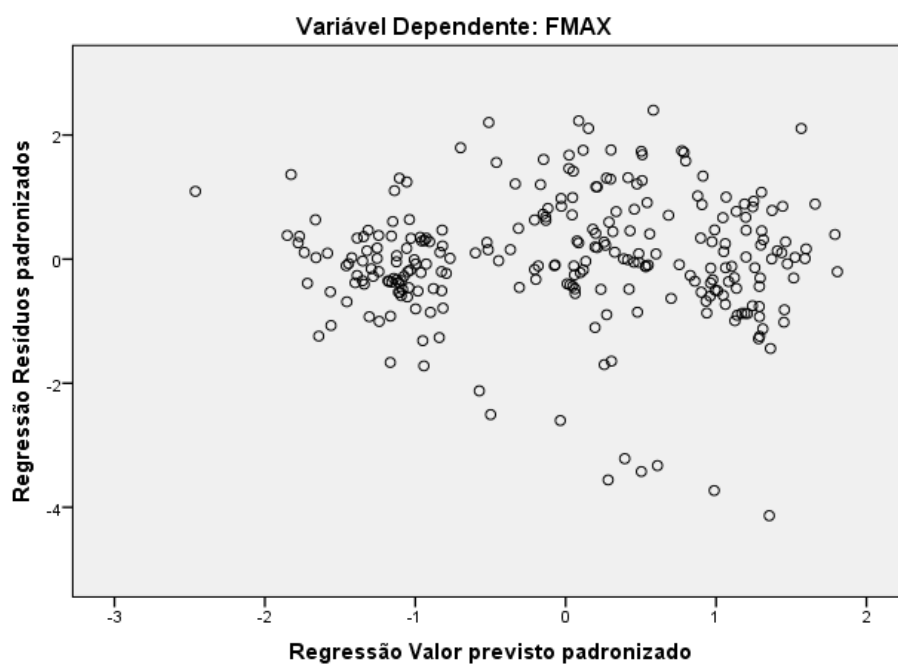


Gráfico P-P Normal de Regressão Resíduos padronizados**Gráfico de dispersão**

APÊNDICE 15 – MODELO PARA A MAGNITUDE DA FORÇA TENDON STRETCH
(variáveis preditoras: Carga, Deslocamento, Ritmo, Altura e Massa corporal)

Estatísticas descritivas

	Média	Desvio Padrão	N
FMAX	58.752	22.2495	258
Carga	.6100	.18054	258
Deslocamento	.56593	.103508	258
Ritmo	2.377	.7215	258
Massa	65.986	12.4057	258
Altura	1.6597	.09633	258

Correlações

		FMAX	Carga	Deslocamento	Ritmo
Correlação de Pearson	FMAX	1,000	,702	,044	-,265
	Carga	,702	1,000	-,092	-,057
	Deslocamento	,044	-,092	1,000	-,078
	Ritmo	-,265	-,057	-,078	1,000
	Massa	,195	,000	,520	-,110
	Altura	,184	,000	,542	-,031
Sig. (1 extremidade)	FMAX	.	,000	,240	,000
	Carga	,000	.	,070	,181
	Deslocamento	,240	,070	.	,105
	Ritmo	,000	,181	,105	.
	Massa	,001	,500	,000	,039
	Altura	,002	,500	,000	,308
N	FMAX	258	258	258	258
	Carga	258	258	258	258
	Deslocamento	258	258	258	258
	Ritmo	258	258	258	258
	Massa	258	258	258	258
	Altura	258	258	258	258

Correlações

		Massa	Altura
Correlação de Pearson	FMAX	,195	,184
	Carga	,000	,000
	Deslocamento	,520	,542
	Ritmo	-,110	-,031
	Massa	1,000	,757
	Altura	,757	1,000
Sig. (1 extremidade)	FMAX	,001	,002
	Carga	,500	,500
	Deslocamento	,000	,000
	Ritmo	,039	,308
	Massa	.	,000
	Altura	,000	.
N	FMAX	258	258
	Carga	258	258
	Deslocamento	258	258
	Ritmo	258	258
	Massa	258	258
	Altura	258	258

Variáveis Inseridas/Removidas^a

Modelo	Variáveis inseridas	Variáveis removidas	Método
1	Altura, Carga, Ritmo, Deslocamento, Massa ^b	.	Inserir

a. Variável Dependente: FMAX

b. Todas as variáveis solicitadas inseridas.

Resumo do modelo^b

Modelo	R	R quadrado	R quadrado ajustado	Erro padrão da estimativa	Estatísticas de mudança	
					Alteração de R quadrado	Alteração F
1	,760 ^a	,578	,570	14.5982	,578	69,000

Resumo do modelo^b

Modelo	Estatísticas de mudança			
	df1	df2	Sig. Alteração F	
1	5	252	,000	1,305

a. Preditores: (Constante), Altura, Carga, Ritmo, Deslocamento, Massa

b. Variável Dependente: FMAX

ANOVA^a

Modelo		Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	Z	Sig.
1	Regressão	73522,221	5	14704,444	69,000	,000 ^b
	Resíduo	53703,206	252	213,108		
	Total	127225,427	257			

a. Variável Dependente: FMAX

b. Preditores: (Constante), Altura, Carga, Ritmo, Deslocamento, Massa

Coeficientes^a

Modelo		Coeficientes não padronizados		Coeficientes padronizados	t	Sig.
		B	Erro Padrão	Beta		
1	(Constante)	-30,996	19,490		-1,590	,113
	Carga	84,737	5,086	,688	16,660	,000
	Deslocamento	-4,636	10,769	-,022	-,430	,667
	Ritmo	-6,583	1,278	-,213	-5,151	,000
	Massa	,167	,115	,093	1,445	,150
	Altura	27,306	15,066	,118	1,812	,071

Coeficientes^a

Modelo		95.0% Intervalo de Confiança para B		Correlações		
		Limite inferior	Limite superior	Ordem zero	Parcial	Parte
1	(Constante)	-69,380	7,388			
	Carga	74,720	94,754	,702	,724	,682
	Deslocamento	-25,844	16,572	,044	-,027	-,018
	Ritmo	-9,099	-4,066	-,265	-,309	-,211
	Massa	-,061	,394	,195	,091	,059
	Altura	-2,366	56,978	,184	,113	,074

Coeficientes^a

Modelo		Estatísticas de colinearidade	
		Tolerância	VIF
1	(Constante)		
	Carga	,983	1,017
	Deslocamento	,667	1,498
	Ritmo	,976	1,025
	Massa	,404	2,475
	Altura	,394	2,540

a. Variável Dependente: FMAX

Diagnóstico de colinearidade^a

Modelo	Dimensão	Autovalor	Índice de condição	Proporções de variância		
				(Constante)	Carga	Deslocamento
1	1	5,808	1,000	,00	,00	,00
	2	,088	8,138	,00	,29	,00
	3	,074	8,885	,00	,52	,05
	4	,016	19,143	,00	,00	,64
	5	,014	20,374	,07	,18	,26
	6	,001	83,615	,93	,00	,04

Diagnóstico de colinearidade^a

Modelo	Dimensão	Proporções de variância		
		Ritmo	Massa	Altura
1	1	,00	,00	,00
	2	,61	,00	,00
	3	,16	,03	,00
	4	,01	,45	,00
	5	,21	,11	,02
	6	,00	,41	,98

a. Variável Dependente: FMAX

Diagnóstico entre casos^a

Número do caso	Resíduo Padronizado	FMAX	Valor previsto	Resíduo
71	-3,716	10.1	64.322	-54.2507
89	2,068	84.3	54.054	30.1961
92	2,448	93.6	57.860	35.7372
113	2,051	104.4	74.420	29.9369
140	-2,620	19.2	57.419	-38.2542
141	-3,763	19.2	74.097	-54.9315
143	-2,419	12.9	48.254	-35.3156
144	-3,368	15.7	64.906	-49.1687
146	-2,292	17.4	50.890	-33.4608
147	-3,257	19.0	66.504	-47.5524
149	-3,475	17.0	67.771	-50.7284
150	-4,402	19.1	83.386	-64.2583
197	2,095	87.0	56.411	30.5861

a. Variável Dependente: FMAX

Estatísticas de resíduos^a

	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão	N
Valor previsto	16.622	92.844	58.752	16.9139	258
Valor Previsto Padrão	-2,491	2,016	,000	1,000	258
Erro padrão do valor previsto	1,015	5,606	2,141	,610	258
Valor previsto ajustado	15.228	92.771	58.720	16.9219	258
Resíduo	-64.2583	35.7372	.0000	14.4555	258
Resíduo Padronizado	-4,402	2,448	,000	,990	258
Resíduos Estudantizados	-4,433	2,461	,001	1,001	258
de Estud.	-65.1711	36.1065	.0318	14.7747	258
Resíduos deletados Estudantizados	-4,607	2,486	-,001	1,012	258
Mahal. Distância	,247	36,905	4,981	4,128	258
Distância de Cook	,000	,074	,004	,009	258
Valor de ponto alavanca centralizado	,001	,144	,019	,016	258

a. Variável Dependente: FMAX

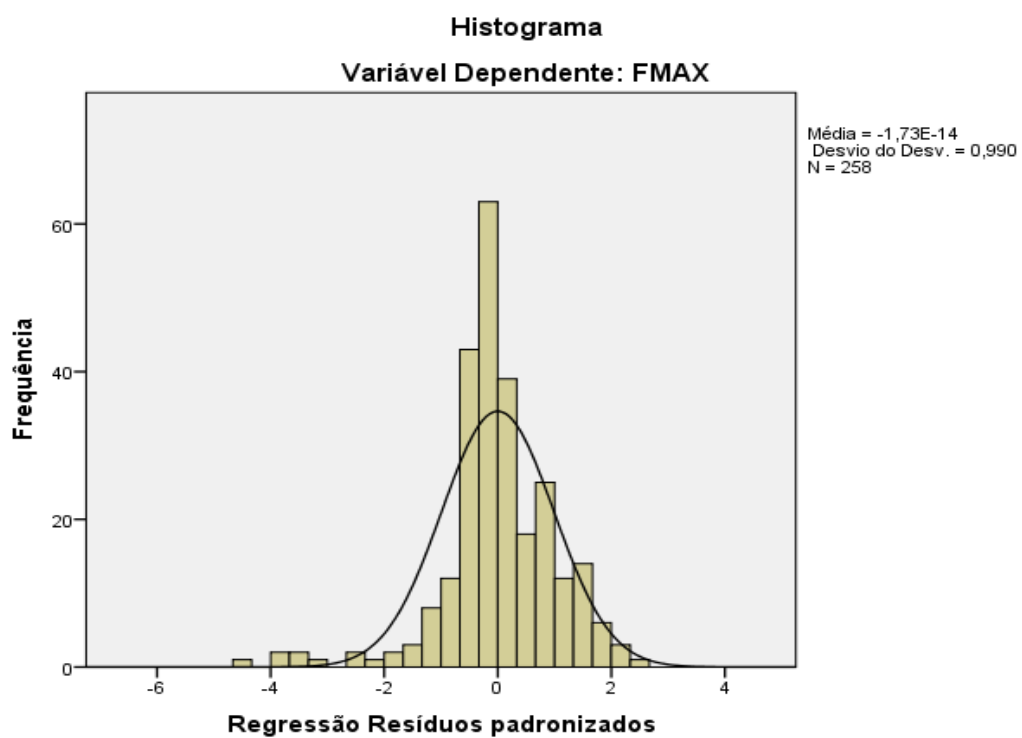
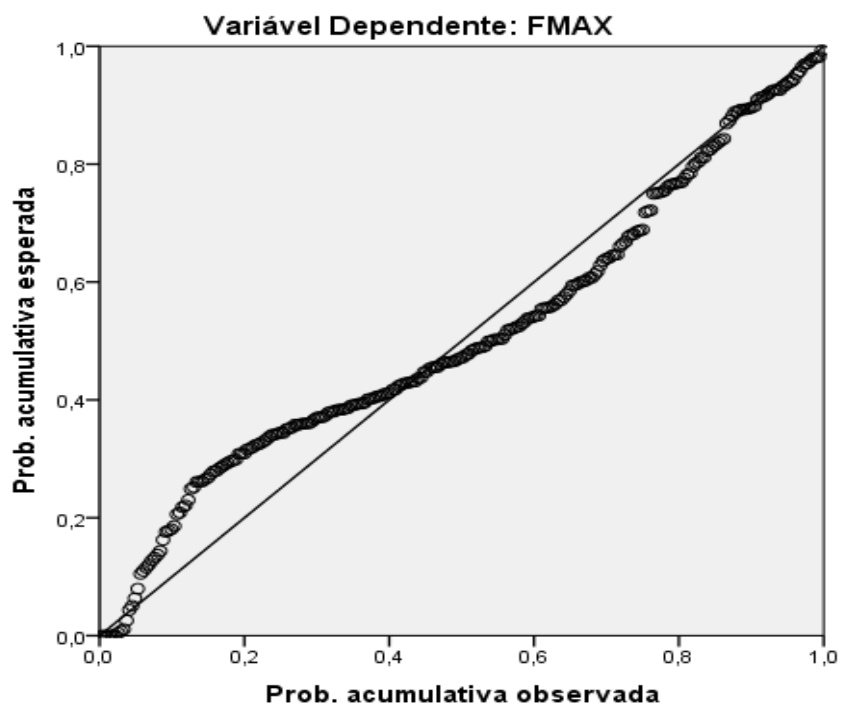
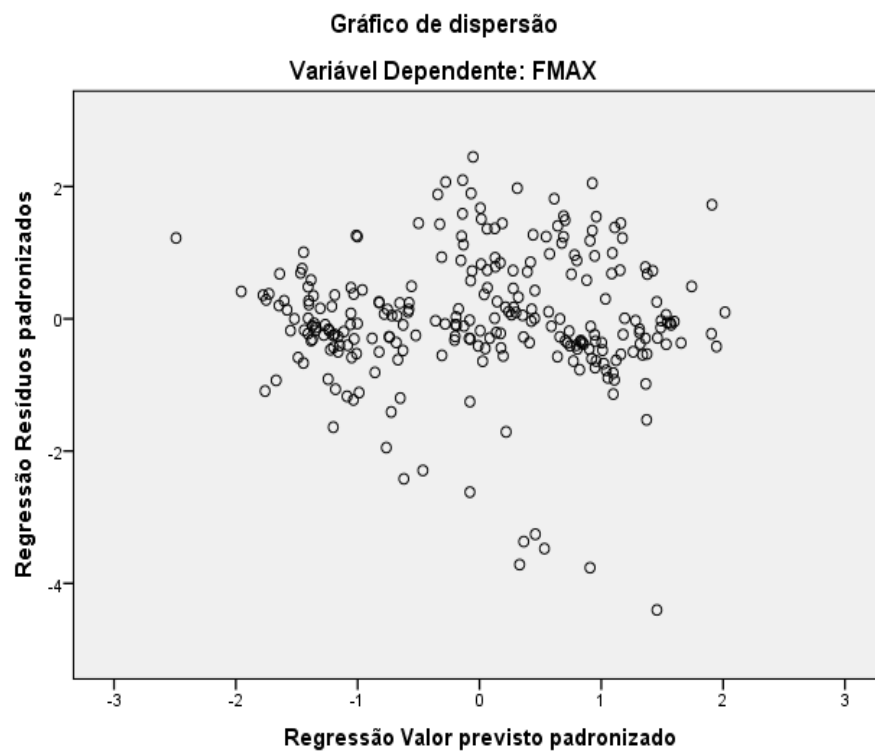


Gráfico P-P Normal de Regressão Resíduos padronizados





ANEXO A – Checklist TRIPOD

Section/Topic		Checklist Item		Page
Title and abstract				
Title	1	D;V	Identify the study as developing and/or validating a multivariable prediction model, the target population, and the outcome to be predicted.	
Abstract	2	D;V	Provide a summary of objectives, study design, setting, participants, sample size, predictors, outcome, statistical analysis, results, and conclusions.	
Introduction				
Background and objectives	3a	D;V	Explain the medical context (including whether diagnostic or prognostic) and rationale for developing or validating the multivariable prediction model, including references to existing models.	
	3b	D;V	Specify the objectives, including whether the study describes the development or validation of the model or both.	
Methods				
Source of data	4a	D;V	Describe the study design or source of data (e.g., randomized trial, cohort, or registry data), separately for the development and validation data sets, if applicable.	
	4b	D;V	Specify the key study dates, including start of accrual; end of accrual; and, if applicable, end of follow-up.	
Participants	5a	D;V	Specify key elements of the study setting (e.g., primary care, secondary care, general population) including number and location of centres.	
	5b	D;V	Describe eligibility criteria for participants.	
	5c	D;V	Give details of treatments received, if relevant.	
Outcome	6a	D;V	Clearly define the outcome that is predicted by the prediction model, including how and when assessed.	
	6b	D;V	Report any actions to blind assessment of the outcome to be predicted.	
Predictors	7a	D;V	Clearly define all predictors used in developing or validating the multivariable prediction model, including how and when they were measured.	
	7b	D;V	Report any actions to blind assessment of predictors for the outcome and other predictors.	
Sample size	8	D;V	Explain how the study size was arrived at.	
Missing data	9	D;V	Describe how missing data were handled (e.g., complete-case analysis, single imputation, multiple imputation) with details of any imputation method.	
Statistical analysis methods	10a	D	Describe how predictors were handled in the analyses.	
	10b	D	Specify type of model, all model-building procedures (including any predictor selection), and method for internal validation.	
	10c	V	For validation, describe how the predictions were calculated.	
	10d	D;V	Specify all measures used to assess model performance and, if relevant, to compare multiple models.	
	10e	V	Describe any model updating (e.g., recalibration) arising from the validation, if done.	
Risk groups	11	D;V	Provide details on how risk groups were created, if done.	
Development vs. validation	12	V	For validation, identify any differences from the development data in setting, eligibility criteria, outcome, and predictors.	
Results				
Participants	13a	D;V	Describe the flow of participants through the study, including the number of participants with and without the outcome and, if applicable, a summary of the follow-up time. A diagram may be helpful.	
	13b	D;V	Describe the characteristics of the participants (basic demographics, clinical features, available predictors), including the number of participants with missing data for predictors and outcome.	
	13c	V	For validation, show a comparison with the development data of the distribution of important variables (demographics, predictors and outcome).	
Model development	14a	D	Specify the number of participants and outcome events in each analysis.	
	14b	D	If done, report the unadjusted association between each candidate predictor and outcome.	
Model specification	15a	D	Present the full prediction model to allow predictions for individuals (i.e., all regression coefficients, and model intercept or baseline survival at a given time point).	
	15b	D	Explain how to use the prediction model.	
Model performance	16	D;V	Report performance measures (with CIs) for the prediction model.	
Model-updating	17	V	If done, report the results from any model updating (i.e., model specification, model performance).	
Discussion				
Limitations	18	D;V	Discuss any limitations of the study (such as nonrepresentative sample, few events per predictor, missing data).	
Interpretation	19a	V	For validation, discuss the results with reference to performance in the development data, and any other validation data.	
	19b	D;V	Give an overall interpretation of the results, considering objectives, limitations, results from similar studies, and other relevant evidence.	
Implications	20	D;V	Discuss the potential clinical use of the model and implications for future research.	
Other information				
Supplementary information	21	D;V	Provide information about the availability of supplementary resources, such as study protocol, Web calculator, and data sets.	
Funding	22	D;V	Give the source of funding and the role of the funders for the present study.	

*Items relevant only to the development of a prediction model are denoted by D, items relating solely to a validation of a prediction model are denoted by V, and items relating to both are denoted D;V. We recommend using the TRIPOD Checklist in conjunction with the TRIPOD Explanation and Elaboration document.