



CENTRO UNIVERSITÁRIO AUGUSTO MOTTA

Pró-Reitorias de Ensino e de Pesquisa e Extensão

Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Ciências da Reabilitação-
PPGCR

Mestrado Acadêmico em Ciências da Reabilitação

**EQUAÇÕES DE PREDITO PARA FORÇA DE PREENSÃO MANUAL E FORÇA
ISOMÉTRICA DE QUADRÍCEPS**

RAFAEL SANTOS NEVES

RIO DE JANEIRO

2014

**EQUAÇÕES DE PREDITO PARA FORÇA DE PREENSÃO MANUAL E FORÇA
ISOMÉTRICA DE QUADRÍCEPS**

RAFAEL SANTOS NEVES

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, do Centro Universitário Augusto Motta, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Orientador: Prof. Dr. FERNANDO SILVA GUIMARÃES

RIO DE JANEIRO

2014

FICHA CATALOGRÁFICA
Elaborada pelo Sistema de bibliotecas e
Informação – SBI – UNISUAM

613.71 N519e	Neves, Rafael Santos Equações de predito para força de preensão manual e força isométrica de quadríceps / Rafael Santos Neves. – Rio de Janeiro, 2014. 67 p. Dissertação (Mestrado em Ciências da Reabilitação). Centro Universitário Augusto Motta, 2014. 1. Força muscular. 2. Força da mão. 3. Força de preensão manual. 4. Valores de referência. I. Título.
-----------------	--

**EQUAÇÕES DE PREDITO PARA FORÇA DE PREENSÃO MANUAL E FORÇA
ISOMÉTRICA DE QUADRÍCEPS**

RAFAEL SANTOS NEVES

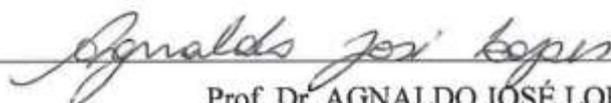
Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação *Stricto-Sensu* em Ciências da Reabilitação do Centro Universitário Augusto Motta, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre.

Aprovado em: 16 de Dezembro de 2014

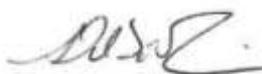
BANCA EXAMINADORA



Prof. Dr. FERNANDO SILVA GUIMARÃES
CENTRO UNIVERSITÁRIO AUGUSTO MOTTA



Prof. Dr. AGNALDO JOSÉ LOPES
CENTRO UNIVERSITÁRIO AUGUSTO MOTTA



Prof. Dr. ARTHUR DE SÁ FERREIRA
CENTRO UNIVERSITÁRIO AUGUSTO MOTTA



Profª Drª MIRIAM RAQUEL MEIRA MAINENTI
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA DO EXÉRCITO

RIO DE JANEIRO

2014

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus avós que deram toda a educação, possível e impossível, e ímpeto aos meus pais para que estes pudessem me transmitir os mesmos valores.

Dedico também aos meus pais por toda uma trajetória de uma vida, de vitórias e tropeços, garra e vontade, e por todo trabalho que tiveram para me propiciar uma educação formal de excelência.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por ter me dado toda a saúde necessária e feito com que todas as coisas colaborassem para realização de mais esta meta em minha vida.

Agradeço a meus pais, pois sem eles, nem mesmo estaria aqui, fora todo apoio, emocional e financeiro, que me deram suporte durante esses dois anos de muito estudo e trabalho.

Aos professores, Dr Fernando Guimarães e Dr Agnaldo Lopes, meus orientadores, por terem acreditado em mim e me apoiado e ensinado durante toda essa trajetória.

Professores do mestrado por tantas novas ideias e conhecimentos que absorvemos, parcialmente, e que ainda vamos melhor e aperfeiçoar.

Tatiana, minha amiga de turma e parceira de pesquisa, com quem sempre trabalhei nesse período nas correrias, avaliações, estudos e discussões.

Aos amigos de mestrado e do grupo de estudo com quem convivia a partilhava dessa “loucura” de estudos e pesquisas, em que nos apoiávamos e ajudávamos.

Os alunos PIBIC (Jaqueline, Roberta, Thais, Thayara e Fernando) futuros profissionais, pesquisadores e alunos de mestrado que já nos ajudam e sofrem dessa “loucura saudável”. Assim como à Erica e a Dayene que tanto me aturaram como ajudaram com as partes funcionais e burocráticas do mestrado.

Aos dois grandes amigos de profissão, professores Marcel e Guto, com quem sempre contei para segurar a barra e me cobrirem no trabalho, nunca deixando de me apoiar.

Não por último ou menos importante, agradeço à Dra. Marcia Albergaria e ao Mestre Celio Cordeiro que me iniciaram nesse mundo de curiosidade e pesquisa no laboratório e que sempre acreditaram em mim e me apoiaram.

Agradeço a todos que sempre estiveram a meu lado, seja em casa, laboratórios, academia ou trabalho.

RESUMO

Introdução: A força de preensão ou força de preensão manual (FPM) é um método de avaliar a dinamometria isométrica usando um método de fácil execução, não invasivo e de baixo custo. Tem sido usado na avaliação de pacientes da terapia manual, bem como um indicador de força para o corpo como um todo e o desempenho funcional de diferentes grupos de indivíduos. Não encontramos estudos sobre os modelos preditivos de FPM, incluindo adultos mais jovens do que 50 anos de idade. **Objetivos:** Propor equações de predito para força de preensão manual e para força muscular de quadríceps para a população brasileira. **Métodos:** Este é um estudo transversal, no qual foram avaliados 203 (105 mulheres e 98 homens) indivíduos aparentemente saudáveis com 18 anos de idade ou mais. O peso corporal e altura foram medidos e usados para calcular o índice de massa corporal ($IMC = \text{peso}/\text{altura}^2$, kg/m^2). Os voluntários também responderam à versão curta do Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ) para verificar o nível de inatividade física de acordo com suas atividades diárias. A avaliação FPM foi feita através de dinamômetro hidráulico, de acordo com as recomendações da Sociedade Americana de Terapeutas Manuais. Vários modelos de predito foram testados utilizando subconjuntos de variáveis demográficas comumente usados como preditores de FPM máxima (FPM_M). Variáveis contínuas (idade, em anos, peso corporal, em kg; estatura, em metros, IMC e dicotômica (sexo, masculino = 1) entraram para o modelo em um método passo a passo em frente com a valor R^2 ajustado como critério para entrada/remoção de variáveis. Os valores preditos foram calculados usando o modelo simplificado, utilizando coeficientes e arredondado para três dígitos de precisão. A significância estatística foi considerada em $P < 0,05$ para todas as análises. **Resultados:** Quanto ao lado do corpo dominante (FPM-D), valores de R^2 ajustados obtidos utilizando o método passo-a-passo começaram com 0,646 incluindo sexo (S) como primeira variável. Entrando nas variáveis peso corporal (W) e altura (H) aumentaram significativamente os valores ajustados de R^2 para 0,671 e 0,683, respectivamente; a inclusão de idade (A) e classificação IPAQ não aumentou significativamente no valor de R^2 ajustado e, por conseguinte, foram excluídos do modelo ($P > 0,100$). Resultados similares foram observados para o lado do corpo não-dominante (FPM-ND); valores de R^2 ajustados obtidos começaram com 0,620 incluindo a variável S como primeira variável. Inserindo a variável W aumentou significativamente os valores ajustados de R^2 para 0,639; a inclusão de H, A ou classificação IPAQ não aumentou significativamente o valor de R^2 ajustada ($P > 0,100$), embora A foi mantido no modelo porque aumentou o valor de R^2 ajustado (0,640). Os modelos finais de predição para FPM_{P-D} (ajustados $R^2 = 0,683$, SE de viés = 0,4 kgf) e FPM_{P-ND} ($R^2 = 0,640$, SE de viés = 0,5 kgf) foram: $FPM_{P-D} = 20,108 \times H + 0,083 \times W + 13,265 \times \text{sex}_{\text{male}=1} - 8,737$; $FPM_{P-ND} = 9,23 \times H + 0,086 \times W + 14,671 \times \text{sex}_{\text{male}=1} + 5,904$. **Conclusão:** Conclui-se que atributos simples, tais como sexo, idade, altura e peso podem prever adequadamente os valores esperados de força de preensão manual dos membros superiores dominantes e não dominantes para adultos brasileiros entre 18 e 71 anos.

Palavras-chave: força muscular, força da mão, força de preensão manual, valores de referência.

ABSTRACT

Introduction: grip strength or grip strength (FPM) is a method of evaluating the isometric grip strength using a method easy to perform, noninvasive and inexpensive. It has been used in the manual therapy patient evaluation, as well as a power indicator to the body as a whole and the functional performance of different groups of individuals. No study on the predictive models FPM, including young adults 50 years of age. **Objectives:** To propose predicted equations for handgrip strength and quadriceps strength for the Brazilian population. **Methods:** This cross-sectional study, which evaluated 203 (105 women and 98 men) apparently healthy individuals aged 18 years or older. Body weight and height were measured and used to calculate body mass index (BMI = weight / height ratio, kg / m²). The volunteers also responded to the short version of the International Physical Activity Questionnaire (IPAQ) to check the level of physical inactivity in accordance with their daily activities. The FPM review was done through hydraulic dynamometer in accordance with the recommendations of the American Society of Hand Therapists. Several predicted models were tested using subsets of demographic variables commonly used as predictors maximum FPM (FPMM). Continuous variables (age, in years, weight in kg, height in meters BMI and dichotomous (sex, male = 1) entered the model in a step by step method on with R² value set as a criterion for entry / removing variables. Predicted values were calculated using the simplified model, using coefficients and rounded to three digits of accuracy. Statistical significance was set at P <0.05 for all analyzes. **Results:** The next to the dominant body (FPM-D), adjusted R² values obtained using the step-by-step method began with 0.646 including sex (S) as the first variable. Entering the body weight variables (W) and height (H) significantly increased the adjusted values of R² to 0.671 and 0.683, respectively; the inclusion of age (A) and classification IPAQ not increased significantly in the adjusted R² value and therefore were excluded from the model (P > 0.100). Similar results were observed for the side of the body non-dominant (FPM-ND); adjusted R² values obtained began with 0.620 including variable S as the first variable. Inserting the variable W significantly increased the adjusted values of R² to 0.639; adding H, A or IPAQ classification is not significantly increased adjusted R² value (P <0.100), but was kept in the model because the increased adjusted R² value (0.640). Final prediction models for FPMP-D (adjusted R² = 0.683, SE = 0.4 kgf bias) and FPMP-ND (R² = 0.640, SE = 0.5 kgf bias) were FPMP-D = 20.108 × H × W + 0.083 + 13.265 × sexmale = 1 to 8.737; FPMP-NA = 9.23 + 0.086 × H × W × sexmale + 14.671 + 5.904 = 1. **Conclusion:** We conclude that simple attributes such as gender, age, height and weight can adequately predict the expected values of grip strength of the dominant upper limb and not dominant for Brazilian adults between 18 and 71 years.

Keywords: muscle strength, hand strength, hand grip, reference values.

LISTA DE ABREVIATURAS

CIVM	Contração isométrica voluntária máxima
DP	Desvio Padrão
DXA	Absortometria de emissão de duplo feixe de raio-x
FPM	Força de Preensão Manual
FPM _M	Força de Preensão Manual medida
FPM _P	Força de Preensão Manual predita
IMC	Índice de massa corporal
IPAQ	Questionário internacional de atividade física
MD	Mão dominante
MND	Mão não dominante
OMS/WHO	Organização Mundial de Saúde / World Health Organization

LISTA DE TABELAS E FIGURAS

Tabela 1. Classificação nutricional a partir do cálculo do IMC

Tabela 2. Características da amostra

Tabela 3. Análise de regressão multivariada para previsão de força de preensão manual

Tabela 4. Análise de regressão multivariada para previsão de força de quadríceps

Figura 1 e 2. Anatomia da mão (vista anterior)

Figuras 3 e 4. Anatomia do músculo quadríceps

Figura 5. Fotos de visão lateral do dinamômetro Saehan

Figura 6. Fotos de visão anterior do dinamômetro Saehan

Figura 7. Foto do manômetro do dinamômetro Saehan

Figura 8. Foto de posicionamento da pegada para realização da avaliação da FPM

Figura 9. Posicionamento dos voluntários para realização da avaliação da FPM

Figura 10 e 11. Módulo Condicionador de sinais de oito canais EMG-810C

Figuras 12 e 13. Posicionamento dos voluntários

Figura 14. Medição Trocantérica-Tibial Lateral

Figura 15. Medição Tibial Lateral

Figura 16. Analyses of the multivariable linear regression model for the handgrip strength (dominant body side, HGS-D).

Figura 17. Analyses of the multivariable linear regression model for the handgrip strength (non-dominant body side, HGS-ND).

Figura 18. Análise do modelo de regressão linear multivariada para a força isométrica voluntária máxima do quadríceps (lado do corpo dominante, QS-D).

Figura 19. Análise do modelo de regressão linear multivariada para a força isométrica voluntária máxima do quadríceps (lado do corpo não dominante, QS-ND).

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	11
1. Avaliação da Força Muscular	13
1.1. Força Muscular de Preensão Manual	13
1.2. Força Muscular de Quadríceps	17
2. JUSTIFICATIVA	18
3. OBJETIVO	19
4. MATERIAIS E MÉTODOS	19
4.1. Local do estudo	19
4.2. Desenho de estudo	19
4.3. Caracterizações da amostra	20
4.3.1. Critérios de elegibilidade	20
4.3.1.1. Critérios de inclusão	20
4.3.1.2. Critérios de exclusão	20
4.3.2 Cálculo do tamanho da amostra	21
4.4. Instrumentos utilizados na coleta de dados	21
4.4.1. Índice de Massa Corporal (IMC)	21
4.4.2. Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ)	22
4.4.3. Dinamômetro manual	23
4.4.4. Dinamômetro digital	25
4.4.5 Comprimento de membro inferior	28
5. ANÁLISE ESTATÍSTICA	30
6. ARTIGO	32
7.1. Trabalho aceito para apresentação em pôster	48
7.2. Resultados Preliminares da CIVM de Quadríceps	49
7. CONSIDERAÇÕES FINAIS	53
9. REFERÊNCIAS	54
10. APÊNDICES	60
APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	60
APÊNDICE B – FICHA DE ANAMNESE E COLETA DE DADOS	62
APÊNDICE C – CARTA DE SUBMISSÃO DO ARTIGO	63
11. ANEXOS	64
ANEXO 1 – QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA (IPAQ – VERSÃO CURTA)	64

INTRODUÇÃO

Por mais de 1500 anos, as teorias de Aristóteles foram a base das explicações a respeito dos movimentos de objetos e motivo para outros teóricos aristotélicos atribuírem propriedades ao ar e à água. Assim, por experimentação e dedução, Galileu Galilei chegou à conclusão da necessidade de uma força externa para se alterar a velocidade do movimento, mas sem que uma força específica seja imprescindível para se manter o mesmo movimento. Baseando-se em Aristóteles e Galileu, Isaac Newton pôde desenvolver, fundamentar e conceituar as três leis do movimento em que a mecânica e biomecânica se baseiam, assim, a forma mais simples de conceituar força é se referenciar a um empurrão ou a uma tração (SMITH *et al*, 1997).

A força muscular é a valência física de maior importância para os movimentos do corpo humano (HESPANHA, 2004), sendo este o termo usado para indicar a habilidade de um determinado músculo, ou grupo muscular, em gerar ou se contrapor a uma determinada força, sendo classificado em: isotônica, isocinética ou isométrica (SCHLÜSSEL^(b) *et al*, 2008). Quando um peso é levantado, os músculos envolvidos se encurtam, realizando uma ação muscular concêntrica, onde a palavra “*contração*” também é adequada para este tipo de ação muscular (FLECK & KRAEMER, 2008).

A força muscular é a capacidade fisiológica de a musculatura produzir tensão, onde os músculos devem se contrair, seja para realizar um movimento, seja simplesmente para manter os ossos alinhados visando o equilíbrio postural. A quantidade de força exercida por um músculo traduz seu grau de eficiência, que pode ser analisado pela dinamometria (CAMARGO *et al*, 2009; ACSM, 2011).

Essas forças são grandezas vetoriais, que pode ser expressas matematicamente e, em relação ao corpo humano, realizada a partir de contrações das fibras musculares, contrações essas que se subdividem em três tipos. A primeira, contração isométrica, onde o músculo se contrai e produz força sem que haja qualquer movimento angular de uma articulação. A segunda é a contração concêntrica que ocorre quando existe um encurtamento da musculatura realizando uma força e movendo uma articulação. O terceiro tipo de contração é a excêntrica, inversa à concêntrica, realiza um alongamento “controlado” da musculatura, realizando uma força que move a articulação, contudo, resistindo à uma força, carga, externa (HALL, 2009; FLECK & KRAEMER, 2008; SMITH *et al*, 1997).

O sistema neuromuscular produz um extenso repertório de forças, seja a máxima, explosiva ou de resistência, e movimentos, que variam na precisão envolvendo a máxima

capacidade do músculo de gerar força na maior velocidade possível (BAWA, 2002 *apud* VILA-CHÃ *et al*, 2012).

As atividades de vida diária necessitam de componentes motores como a força e a massa muscular para suas realizações, influenciando na saúde, no estilo de vida, na qualidade de vida e na longevidade dos indivíduos (KRAEMER *et al* 2002; NEWMAN *et al* 2006; FARIAS *et al* 2012).

Monteiro (1997) menciona que a força muscular é um dos principais componentes da aptidão física relacionada à saúde, levando as pessoas a desenvolverem suas atividades diárias com maior desempenho e menor gasto energético. As atividades de vida diária requerem, de acordo com movimentos específicos, certa quantidade de força física para suas realizações (WHITE *et al*, 2013). Ainda sim, a diminuição da força muscular não funciona de forma imaginada como preditora de doenças ou desordens musculoesqueléticas, como visto em trabalho semelhante, o de Faber *et al* (2012), porém, onde avaliou-se os indivíduos por duas vezes, sendo a segunda avaliação dois anos após a primeira, apesar de serem trabalhadores com ocupação sem esforço físico. Porém, Farias *et al* (2012) citam alguns estudos demonstrando uma associação positiva entre a força muscular e fatores de risco cardiovascular, a diabetes, obesidade, hipertensão e, até mesmo, morte precoce.

Muitos fatores podem influenciar a força e a ativação muscular, como as características emocionais, econômico-sociais e cognitivas (SILVA *et al*, 2013). Em estudo comparando mulheres de diferentes etnias e idades, Trudelle-Jackson *et al* (2012) encontraram diferenças entre a força de preensão manual e os valores baixos de força em músculos das extremidades após ajustarem os mesmos de acordo com o peso corporal. Ao analisarem com relação à idade encontraram, como o esperado, uma diminuição de força com avançar da faixa etária.

A redução da força associada ao envelhecimento é bem descrita na literatura, sendo justificada pela redução do número e tamanho das fibras musculares, principalmente as fibras do tipo II, também chamadas de fibras de contração rápida e que produzem grande quantidade de força (PEREIRA *et al*, 2001). Estudos têm mostrado que há influência da idade, além das variáveis antropométricas nas medidas da força muscular dos idosos. A diminuição da massa muscular é um dos processos do envelhecimento que leva à redução da força muscular, aumentando o risco de quedas, possibilidade de fraturas, doenças crônico-degenerativas não transmissíveis e de morte precoce. Diversos autores mostraram que a força de preensão manual se reduz com o avanço da idade e se relaciona positivamente com estado nutricional (SILVA *et al*, 2013; MOY *et al*, 2011; BAUER E SIEBER, 2008).

1. AVALIAÇÃO DA FORÇA MUSCULAR

A avaliação da força muscular deve ser específica por músculo ou grupo muscular, não havendo uma medida quantitativa única para força muscular, podendo existir maiores níveis de força em alguns grupos musculares em relação a outros em um mesmo indivíduo, o que pode levar a uma interpretação errônea do nível global de força. As avaliações de força muscular podem ser divididas em dois tipos: a estática, que utiliza os dinamômetros e os tensiômetros, equipamentos de baixo custo e boa durabilidade; as avaliações dinâmicas, que são realizadas com movimentos concêntricos e excêntricos e englobam os testes de repetição máxima e submáxima (Teste de 1RM, de número de repetições máximas e de percentual de massa corporal), e as avaliações através de equipamento isocinético, considerado como “padrão ouro” ou aquele de melhor fidedignidade (ACSM, 2011).

Outro fator a se levar em conta é o “Torque”, que expressa a eficácia de uma força em movimentar uma alavanca ou um sistema de alavancas, o que leva a uma desvantagem mecânica “natural” do sistema ósteomioarticular que possui suas inserções musculares e linhas de ação dos músculos próximas ao eixo articular, tendo um braço de força comumente menor ao braço de resistência (SMITH *et al*, 1997).

O uso da dinamometria isométrica tem sido descrito em um grande número de referências e empregado com diversos objetivos: normatização dos valores de força e desempenho muscular, coleta de curvas de torque para indicar uma determinada característica ou doença, avaliar a eficácia e progressão de tratamentos e treinamentos, avaliar os diversos modos de treinamento, como marcador prognóstico de indivíduos em unidade de terapia intensiva e em condições crônicas e para correlacionar seus dados com outros fatores advindos de outros testes ou avaliações (KEATING E MATYAS, 1996; SPRUIT *et al*, 2013).

1.1 FORÇA MUSCULAR DE PREENSÃO MANUAL

A musculatura atuante para realização da preensão manual engloba quatro músculos extrínsecos (abdutor longo do polegar, flexor superficial dos dedos, flexor profundo dos dedos e o flexor longo do polegar) e quinze intrínsecos (quatro lumbricais, três interósseos palmares, quatro músculos da região tenar: oponente do polegar, abdutor curto do polegar, adutor do polegar e flexor curto do polegar; três músculos da região hipotenar:

oponente do dedo mínimo, abductor do dedo mínimo e flexor curto do dedo mínimo e o músculo palmar longo). No mesmo sistema mioarticular, estão envolvidas as articulações interfalangeanas de todos os dedos da mão, assim como as articulações metacarpo falangeanas (SMITH *et al*, 1997; GRAY *et al*, 1988) (Figuras 1 e 2).

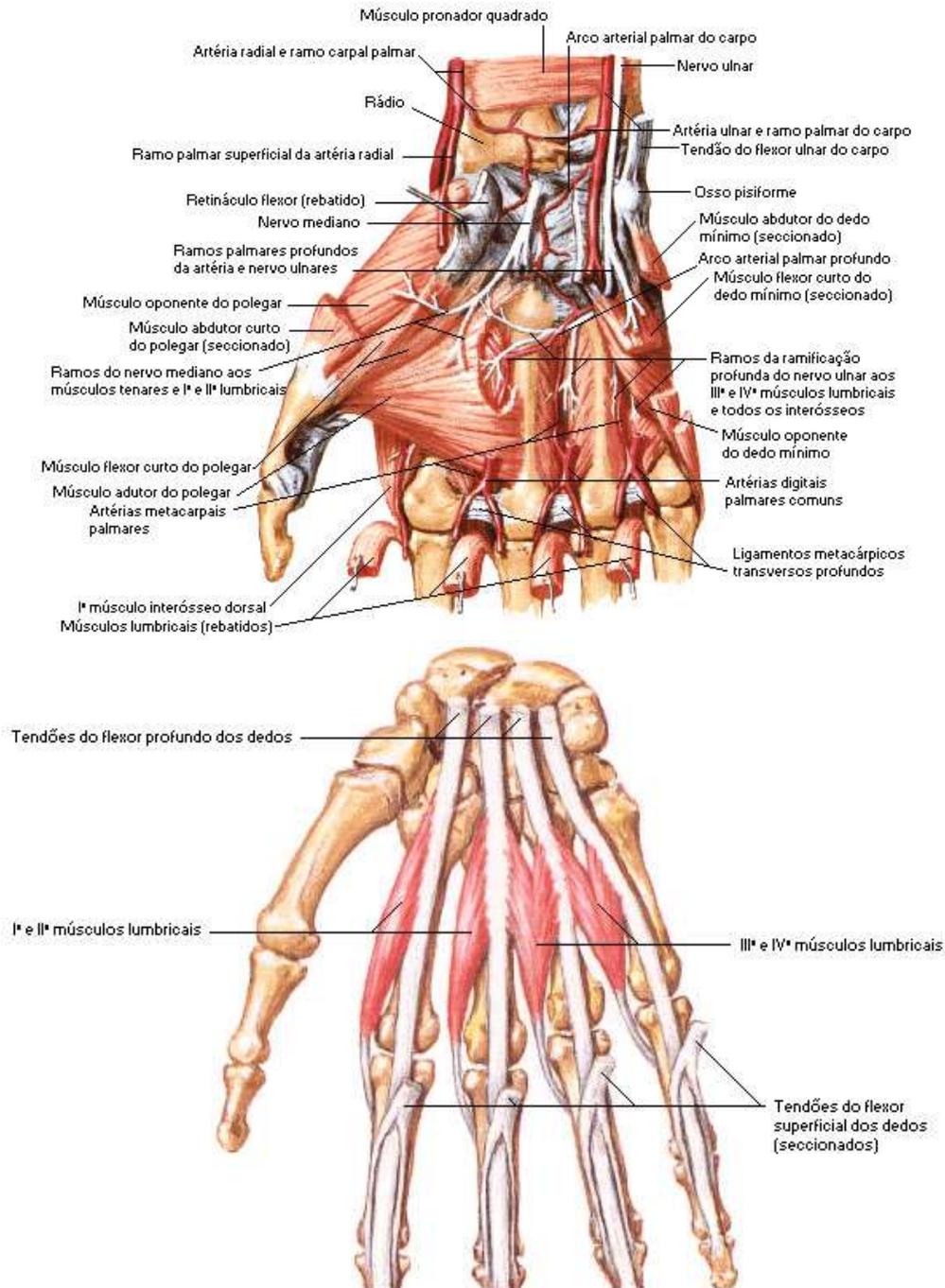


Figura 1 e 2: Anatomia da mão (vista anterior)

(Fonte: Thompson, 2004)

A dinamometria manual vem sendo utilizada como preditor de força corporal total e de desempenho funcional de diferentes grupos de indivíduos. Por ser um método prático, fácil e relativamente rápido de ser aplicado, é um dos melhores métodos a serem utilizados para avaliação da FPM. O também denominado *Hand Grip* tem sido utilizado em muitos estudos com idosos, principalmente para avaliação da força manual, porém, nem sempre existe uma correlação significativa entre as variáveis de FPM e de medidas de desempenho funcional, não havendo um consenso para avaliação da FPM (GERALDES *et al*, 2008). Indo de encontro, Bohannon *et al* (1998) cita haver consistência das medidas de força para sustentar o uso da dinamometria manual como avaliação funcional em idosos.

Segundo Desrosiers *et al* (1999), a FPM se apresenta de forma curvilínea em relação à idade, com um aumento inicial, alcançando um ápice na terceira década de vida, diminuindo com avanço da idade e culminando em uma depleção significativa após a quinta década de vida, podendo levar à modificações que atrapalhem as atividades de vida diária. Kim *et al* (2012) avaliaram 337 mulheres no período de menopausa e encontraram uma correlação positiva entre a força muscular e a densidade mineral óssea ([coluna – $p=0,028$ e $R^2_{\text{modificado}}=0,087$]; [côlo do fêmur - $p=0,01$ e $R^2_{\text{modificado}}=0,202$]; [quadril - $p=0,02$ e $R^2_{\text{modificado}}=0,177$]).

Devido a sua praticidade e portabilidade do instrumento de avaliação, a FPM também é usada como preditor de mortalidade pós-operatória pelo declínio da força total e declínio funcional assim como sua associação como um índice funcional do estado nutricional desses indivíduos, por apresentar boas correlações com os dados de composição corporal (PEREIRA *et al* 2011; SPRUIT *et al*, 2013; WHITE *et al*, 2013). Porém, em relação às equações de predição da FPM, somente a de Novaes *et al* (2009) foi validada para a população brasileira, sendo que, com número pequeno de indivíduos (28 homens e 26 mulheres) e com erros de estimativa entre 5.728 kg e 5.967 kg. Estas apresentam baixa validade de predição, conforme revisão feita por Fernandes *et al* (2012), quando avaliou 60 homens e encontrou um erro padrão de 21% para o lado dominante e de 24,6% para o não dominante.

A FPM reduzida também tem sido associada à mortalidade precoce, invalidez e outras complicações, sendo um ponto muito importante manter a força muscular ao longo da vida para reduzir as limitações funcionais que podem se relacionar com a mortalidade precoce dos idosos (MOY *et al*, 2011). Nicolay e Walker (2005) citam o uso da avaliação da FPM como um dos testes para admissão, em alguns países, em profissões em departamentos como corpo de bombeiro, departamentos de polícia e forças militares.

Há estudos que propõem modelos preditivos simples, incluindo peso, idade e altura como variáveis predictoras. Outros modelos descritos na literatura incluem altura, circunferência do antebraço e idade, assim como o gênero (VAZ *et al*, 2002). O protocolo de medição da FPM possui duas principais recomendações internacionais, amplamente difundidas, que orientam o posicionamento dos avaliados e forma de realização da manobra para realizá-la. Uma dessas orientações é do *European Test of Physical Fitness* (EUROFIT), na qual o indivíduo realiza a FPM com cotovelo em extensão. A outra orientação é a da *American Society of Hand Therapists* (ASHT), onde a mesma avaliação é realizada com o cotovelo em flexão (ADAM *et al* 1988; ASHT, 1992; PEREIRA *et al* 2011). Não há consenso quanto a qual protocolo seguir; alguns estudos utilizaram o EUROFIT, como os de Vianna *et al* (2007) e de Chau *et al* (1997), e outros o da ASHT, como os de Anakwe *et al* (2007) e o de Figueiredo *et al* (2006). Em seu estudo, Pereira *et al* (2011) realizaram uma comparação entre os dois protocolos e observaram que existe diferença entre eles para a avaliação da FPM, ficando a escolha do protocolo a ser utilizado a critério dos avaliadores.

Outro fator de discussão na literatura está, após múltiplas medições, entre o uso da força máxima registrada na avaliação ou o uso da média destas medições. Ao avaliar 50 homens e 50 mulheres saudáveis, Haidar *et al* (2004) concluíram que a diferença entre os dois critérios era desprezível, porém, apontaram o registro da força máxima em sua preferência para a prática clínica, excluindo o tempo despendido com o cálculo da média. Em sua revisão de literatura, onde não encontraram evidências que sustentem o uso da média das medições. Da mesma forma, estes autores descreveram que uma única mensuração de força máxima é insuficiente, uma vez que parte de seus voluntários apresentaram melhores resultados na segunda ou terceira medida. Em contraponto, Mathiowetz *et al.* (1984), avaliando 27 mulheres, encontraram melhores correlações quando utilizaram da média das medições do que em relação ao uso da força máxima mensurada.

Foi encontrado somente um único trabalho propondo equação(ões) preditor(a) (s) de força muscular manual para a população brasileira, e mesmo assim, somente para indivíduos acima dos 50 anos de idade. Desta forma, não há modelos preditores de FPM para a população adulta jovem brasileira. Estas equações são de fundamental importância para a avaliação e acompanhamento de indivíduos saudáveis e, conseqüentemente, de pacientes com alguma disfunção na força muscular. Essas alterações são importantes tanto no âmbito clínico para a avaliação da força, quanto no âmbito terapêutico para melhor acompanhamento da evolução dos indivíduos (ACSM, 2011; GÜNTHER *et al*, 2008; BOHANNON, 2006; SINGH, 2004; MCANIFF E BOHANNON, 2002; ACSM, 2002)

Seria benéfico adicionar uma medição da FPM em protocolos que possam ser reproduzidos em ambiente clínico. Além disso, contrações máximas podem ser mais simples para execução clinicamente e no meio terapêutico, além de ser um método muito utilizado em pesquisas clínicas, tanto com pacientes como com indivíduos saudáveis, servindo como parâmetro de acompanhamento de tratamentos em doentes com diferentes distúrbios funcionais ou na mecânica musculoesquelética não claramente quantificados (WHITE *et al*, 2013).

1.2 FORÇA MUSCULAR DE QUADRÍCEPS

A musculatura do quadríceps é um dos maiores grupos musculares do corpo humano e mais fortes, sendo biarticular, atingindo a articulação do quadril e do joelho. Composto por quatro músculos, um biarticular, o reto da coxa e três monoarticulares, o vasto medial, o vasto lateral e o vasto intermédio, logo abaixo do reto da coxa. Os quatro possuem um combinação em inserção aponeurótica e tendínea na tuberosidade tibial. Musculatura esta que possui os movimentos de extensão de joelho e pela flexão de quadril ao realizar contração com encurtamento (GRAY *et al*, 1988; THOMPSON, 2004) (Figuras 3 e 4).



Figuras 3 e 4: Anatomia do músculo quadríceps

(Fonte: Thompson, 2004)

Bemben *et al* (1996) avaliaram as forças máximas isométricas de FPM e de quadríceps e concluíram que a FPM pode ser substituta na determinação de força de outros grupos musculares, porém que estes resultados precisam ser confirmados por mais estudos. Observa-se na literatura que há muitos protocolos não padronizados para a avaliação de força muscular para a população, sendo um ponto importante a presença de dor muscular durante a execução da manobra; esta pode modificar em até 30% os resultados obtidos nos indivíduos com quadros algícos.

Vários estudos têm utilizado protocolos de contração isométrica voluntária máxima (CIVM) similares objetivando quantificar distúrbios funcionais. Como parâmetro comparativo, tem se utilizados valores referentes a grupos adjacentes, denominados controles aparentemente saudáveis, mas estes não são padronizados e os valores são distintos para diferentes grupos de estudos, não diferindo os dados referentes aos grupos, quando deveriam ser separados por idade, peso ou altura, como já observado na literatura (SILVA E GONÇALVES, 2003).

Valores preditos de força muscular isométrica de quadríceps para a população brasileira estão escassos, mas o mesmo tem sido muito utilizado para predizer disfunções musculares em diferentes grupos e condições patológicas (SCHNEIDER *et al*, 2002).

Os protocolos seguem uma ordem de execução, que se caracteriza pela execução de uma contração isométrica máxima sustentada, e a intensidade deve ser desenvolvida pelo indivíduo referente a uma contração máxima da musculatura avaliada. Mas os valores são variáveis, pois as manobras dependem da prática desenvolvida pelo sujeito para execução da tarefa, assim como a motivação audiovisual promovida pelo examinador, tudo para que se possa alcançar a contração máxima da forma mais fidedigna possível (SANTOS *et al*, 2008; SCHNEIDER *et al*, 2002).

2. JUSTIFICATIVA

O estudo justifica-se devido à necessidade de equações de referência para força muscular manual e de membro inferior para a população brasileira, especialmente abrangendo adultos jovens. Estas equações são de fundamental importância para a avaliação e acompanhamento de indivíduos saudáveis e de pacientes com alguma disfunção na força muscular envolvida.

A possível afirmação de uma equação simples, com uso de simples dados de medição, na substituição de equipamentos de alto custo, além de uma forma mais simples para obtenção, mesmo que indireta, da medida de força pode auxiliar em âmbito clínico para o diagnóstico e prognóstico e para a prescrição do programa de reabilitação e fortalecimento.

3. OBJETIVO

O objetivo primário deste estudo foi propor equações de predito para FPM para a população brasileira, utilizando uma amostra de indivíduos adultos aparentemente saudáveis residentes no Estado do Rio de Janeiro.

O objetivo secundário, o estudo foi propor equações de predito para força muscular de quadríceps em indivíduos da mesma amostra.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 LOCAL DO ESTUDO

O estudo foi realizado no Laboratório de Análise do Movimento Humano do Centro Universitário Augusto Motta (UNISUAM).

4.2 DESENHO DO ESTUDO

Trata-se de um estudo do tipo transversal, com avaliação quantitativa dos dados amostrais e admissão prospectiva de participantes. Após assinarem o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE – Apêndice 1), os participantes da pesquisa passaram pelas avaliações antropométricas, de força muscular e preenchimento de questionários no Laboratório de Análise do Movimento Humano da UNISUAM.

4.3 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA

A amostra foi composta por voluntários adultos saudáveis, de ambos os sexos, sem a presença de doenças osteomioarticulares, cardiorespiratórias e neurológicas.

4.3.1 CRITÉRIOS DE ELEGIBILIDADE

4.3.1.1 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO

- Indivíduos com 18 anos ou mais de ambos os sexos;
- Aparentemente saudáveis;
- Sem histórico de lesões neuromusculares e esqueléticas dos membros superiores e inferiores nos 12 meses que antecederam as avaliações;
- Sedentários, irregularmente ativos ou ativos, segundo o Questionário Internacional de Aptidão Física (MATSUDO *et al*, 2001);
- Assinatura do termo de consentimento livre esclarecido

OBS: Indivíduos muito ativos não foram incluídos por não haver como mensurar o histórico físico prévio de cada um e que estes podem influenciar e se tornar um viés no estudo.

4.3.1.2 CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO

- Presença de comorbidades debilitantes, tais como: deficiências nos membros superiores e/ou nos membros inferiores;
- Indivíduos que apresentassem dificuldades de deambulação ou doenças que possam afeta-la, como acidente vascular cerebral, doença vascular periférica, afecções músculo-esqueléticas, claudicação, déficit cognitivo, artrite, etc;
- Ter apresentado sintomas respiratórios, gripe ou qualquer outra doença pulmonar nos sete dias que antecederam a avaliação;
- Ter antecedentes de doença respiratória que possam resultar em disfunção, como tuberculose e asma;
- Ter se submetido à cirurgia torácica;
- Ter tido doença cardíaca em qualquer fase da vida, diagnosticada por um médico;

- Apresentar hipertensão descontrolada;
- Não compreensão sobre a realização das avaliações;
- Recusa em participar do estudo.

4.3.2 CÁLCULO DO TAMANHO DA AMOSTRA

Considerando-se uma equação de quatro variáveis preditoras e que se necessita de ao menos 10 indivíduos para cada preditor, estimamos o tamanho amostral de 40 indivíduos por gênero analisado. Assumindo uma perda de 10%, o tamanho amostral foi de 88 indivíduos (44 homens e 44 mulheres).

4.4 INSTRUMENTOS UTILIZADOS NA COLETA DE DADOS

Foram obtidas as informações referentes a idade, altura e peso, medidos em anos, metros e quilogramas, respectivamente, para caracterização dos indivíduos. Foi registrada a dominância de membros de acordo com a resposta do próprio voluntário ao ser questionado.

Todos os dados foram registrados em ficha de avaliação previamente criada e impressa (Apêndice B).

4.4.1 ÍNDICE DE MASSA CORPORAL (IMC)

Para caracterização dos indivíduos foi utilizado o Índice de Massa Corporal (IMC) que foi inicialmente instituído como índice de Quetelet em 1833 e modificado por Key em 1972. Este índice tem por finalidade avaliar o grau nutricional geral do indivíduo utilizando-se de medidas antropométricas de massa corporal e estatura, sendo a primeira, em quilos, dividida pela segunda elevada ao quadrado (em metros) (MONTEIRO e LOPES, 2009; GUEDES e GUEDES, 2006)

O IMC é a avaliação do estado nutricional mais utilizado em adultos, sendo prático, rápido e simples, porém mostra uma estimativa imprecisa para a avaliação corporal por não levar em conta a quantidade de massa magra e a massa de gordura. O uso desse índice

como modelo único pode levar a uma interpretação inexata, levando a uma prescrição de tratamento equivocada (NUNES *et al*, 2009).

O peso corporal e estatura dos pacientes foram medidos utilizando-se uma balança mecânica Filizola® com capacidade máxima para 150 quilos e sensibilidade de 100 gramas e um estadiômetro com medição máxima para 2,1 metros e sensibilidades em centímetros. O IMC foi calculado dividindo-se a massa corporal pela estatura elevada ao quadrado [IMC = peso corporal (kg)/altura (m²)].

O estado nutricional dos indivíduos foi classificado de acordo com os critérios da Organização Mundial de Saúde (OMS), conforme a Tabela 1(WHO, 2000):

Tabela 1: Classificação nutricional a partir do cálculo do IMC

IMC	CLASSIFICAÇÃO
< 18,5	Peso Baixo
18,5 – 24,9	Peso Normal
25,0 – 29,9	Sobrepeso
30,0 – 34,9	Obesidade Grau 1
35,0 – 39,9	Obesidade Grau 2
≥ 40,0	Obesidade Grau 3

(Fonte: WHO, 2000)

4.4.2 QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA

A relação entre a prática de atividades físicas rotineiras e uma melhor qualidade de vida já é relatada na literatura há algum tempo, assim como a relação inversa da mesma prática de atividades físicas e a mortalidade (MATSUDO *et al*, 2001).

Criado em 1998 como instrumento para se verificar o nível de inatividade e atividade física, o Questionário Internacional de Atividade Física (*International Physical Activity Questionnaire – IPAQ*), em sua versão curta, possui oito perguntas para classificar o avaliado como sedentário, insuficientemente ativo, ativo e muito ativo de acordo com a frequência, duração e intensidade de suas atividades diárias (CRAIG *et al*, 2003; GUEDES *et al*, 2005; CESCHINI *et al*, 2009).

Para o presente estudo foi utilizada a versão curta do IPAQ (ANEXO 1), com um total de quatro perguntas, cada dividida em dois tópicos, por não possuir diferença significativa em relação à forma longa e com validade e reprodutibilidade similares (MATSUDO et al, 2001).

4.4.3 DINAMÔMETRO MANUAL

Fazendo uso de um dinamômetro de prensão manual (*Hydraulic Hand Dynamometer, modelo SH5001, Saehan Corporation, Korea* – Figuras 5 e 6), foi avaliada a força de prensão manual dos músculos flexores de mão e dedos, tanto para o membro dominante quanto do não dominante. O manômetro do dinamômetro (Figura 7) possui duas escalas de medição de carga. A mais externa, com numeração em branco e uma faixa preta é indicativa para medição da FPM em *pounds*, enquanto a outra marcação, com escrita em preto com fundo branco, indica a medição em quilogramas.



Figura 5 e 6: Fotos de visão lateral e anterior do dinamômetro Saehan.
(Fonte: Foto do próprio autor)



Figura 7: Foto do manômetro do dinamômetro Saehan.
(Fonte: Foto do próprio autor)

O posicionamento do indivíduo para avaliação da FPM pode influenciar em seus resultados, no posicionamento em pé, em comparação à posição de sentado, a articulação de ombro fletida ou as diferentes posições da articulação do cotovelo pode levar a resultados discrepantes, podendo ser superestimados (INNES *et al*, 1999).

Visando a padronização do teste, foram seguidas as seguintes recomendações da ASHT (BOHANNON *et al*, 2006): o indivíduo deveria permanecer sentado confortavelmente, posicionado com o ombro levemente abduzido, cotovelo flexionado a 90° e o antebraço e punho em posição neutra. A alça do dinamômetro foi mantida na segunda posição para todos os avaliados (Figuras 8 e 9).



Figura 8: Foto de posicionamento da pegada para realização da avaliação da FPM
(Fonte: Foto do próprio autor)



Figura 9: Posicionamento dos voluntários para realização da avaliação da FPM.
(Fonte: Foto do próprio autor)

Foram realizadas três tentativas em cada mão, de forma alternada e com duração de contração de três a cinco segundos e com período de descanso mínimo de 60 segundos entre as tentativas, sendo registrado para as análises o melhor resultado obtido. As instruções para realização do teste foram as seguintes: “*you will breathe deeply and hold the air, as you hold the air, you must press the handle with the maximum possible force without the arm or the body leaving the normal position*”. Durante a realização do teste em que o avaliado realizava sua força máxima, um incentivo verbal foi realizado, incitando o mesmo a realizar a maior força que pudesse. Os resultados foram registrados em kgf.

4.4.4 DINAMÔMETRO DIGITAL

Foi realizada avaliação para analisar força de contração isométrica voluntária máxima (CIVM) na extensão de joelho, utilizando Modulo Condicionador de sinais (NI USB-6009, resolução de 14 bits) de oito canais da EMG System do Brasil, modelo EMG-810C (Figuras 10 e 11), conectado a um *notebook* onde eram armazenados os sinais no software SuiteMYO (versão 1.0.0.5).

Para captação da força-torque máxima utilizou-se um canal ligado a uma célula de força, que se apresentava presa ao equipamento aglomerado por cabo de aço e a uma correia

de extremidade acolchoada, para que não houvesse desconforto para o avaliado, presa em região distal do membro inferior direito próximo à articulação do tornozelo. A célula de carga em questão possui faixa de trabalho de 0 a 200 quilos (precisão: 0,012 kg).

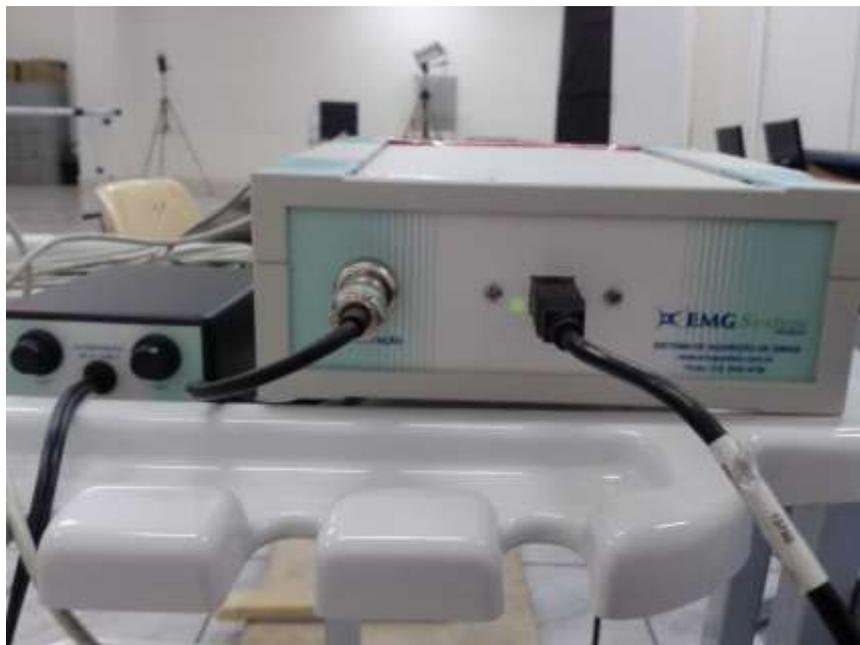


Figura 10 e 11: Módulo Condicionador de sinais de oito canais EMG-810C
(Fonte: Foto do próprio autor)

Os indivíduos, sentados confortavelmente com as articulações de quadril e de joelho, ambas, a 90° de flexão e toda a coluna vertebral devidamente apoiada, realizaram uma tentativa de extensão de joelho, realizando a força máxima por um período de cinco a sete segundos, que foi captada pela célula de força e convertida em sinal, em três momentos com

um intervalo entre estes de no mínimo um minuto e não mais que três minutos. Durante a realização de cada tentativa de força máxima de quadríceps, o indivíduo avaliado deveria manter seus braços cruzando anteriormente o tronco e apoiando as mãos nos ombros contra lateralmente (figuras 12 e 13). Da mesma maneira se evitou a elevação do quadril do acento no momento de força máxima, também devido a não extensibilidade do cabo de aço preso à célula de força e a correia do tornozelo que evitava qualquer movimento de flexo-extensão dos joelhos.





Figuras 12 e 13: Posicionamento dos voluntários
(Fonte: Foto do próprio autor)

Para aquisição do sinal eletromiográfico durante o teste de contração isométrica voluntária máxima foi utilizado o seguinte roteiro: amostragem de 1000 Hz, ganho analógico de 2000 vezes, filtro passa-alta de 20 Hz, filtro passa baixa de 500Hz e filtro de 60 Hz para remover interferências da rede elétrica (SILVA E GONÇALVES, 2003).

4.4.5 COMPRIMENTO DE MEMBRO INFERIOR

Foram mensuradas as medidas de comprimento dos membros inferiores, bilateralmente. As medidas realizadas foram as trocantéria-tibial lateral (Figura 14), medida do ponto mais superior do trocânter maior do fêmur até o ponto mais superior na face lateral da cabeça da tibia, e tibial lateral (Figura 15), que vai deste mesmo ponto mais superior na face lateral da cabeça da tibia até o solo. Medidas estas mensuradas conforme indicações da *International Standarts for Anthropometric Assessment* (ISAK, 2001).



Figura 14: Medição Trocantérica-Tibial Lateral
(Fonte: Foto do próprio autor)



Figura 15: Medição Tibial Lateral
(Fonte: Foto do próprio autor)

5. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Vários modelos foram testados utilizando subconjuntos de variáveis demográficas comumente usadas como preditoras da FPM. Variáveis contínuas (idade, em anos; peso corporal, em quilos; altura, em metros; índice de massa corporal, em kg/m²) e variável dicotômica (sexo, masculino = 1) entraram na composição do modelo, onde foi utilizado valor de R² ajustado como critério para entrada ou remoção de cada variável.

Os resultados do IPAQ foram categorizados como variável ordinal (“ativo” = 3; “insuficientemente ativo” = 2; “sedentário” = 1), que também foram colocados no modelo. Conjuntos de equações para predição da FPM foram desenvolvidos, tanto para o membro dominante (FPM-D), como para o membro não dominante (FPM-ND).

Medidas de desempenho global da regressão constituíram no valor de R² ajustado para o número de variáveis no modelo proposto, bem como o erro padrão ($SE = \sqrt{s^2/n}$) das diferenças (bias = FPM_M - FPM_P). O desempenho específico do novo modelo de previsão foi avaliado por diagnóstico de regressão e análise de calibração (COLLINS *et al*, 2014).

O diagnóstico de regressão foi realizado através do coeficiente da correlação de *Pearson* entre as variáveis dependentes (FPM-D e FPM-ND) e independentes (idade, peso corporal, altura corporal, índice de massa corporal, sexo e nível de atividade física) e entre as variáveis independentes. A multicolinearidade foi avaliada utilizando o Fator de Inflação da Variância (VIF); um VIF > 5 indica que os coeficientes de regressão estimados associados possuem uma fraca associação (MARQUARDT, 1970). Análise de resíduos foi realizada utilizando das distribuições empíricas dos resíduos (TOUTENBURG, 2002) e o teste de *Kolmogorov-Smirnov*, usado com a correção de Lilliefors, para testar a hipótese nula de normalidade da distribuição dos resíduos.

A calibração foi verificada por meio de avaliação da curva de calibração (FPM_M vs. FPM_P, com linhas de regressão apresentando inclinação e interceptação) e a curva dos limites de concordância (LOA). O viés foi testado contra o “0” com teste *t-Student*. O erro foi determinado como o desvio padrão da polarização. A LOA (BLAND & ALTMAN, 2010) foi utilizada para determinar viés e concordância entre os valores previstos pelas equações e os medidos. A LOA foi definida como CI superior e inferior a 95% e foi determinada pelas diferenças médias $\pm 1.96SD$.

Uma análise completa foi realizada porque não houve perda de dados. Os dados foram inicialmente tabulados em Excel (*Microsoft Corporation*, USA) e a análise estatística

foi feita com SPSS 22 (IBM Corporation, USA). Os resultados descritivos são apresentados com média e desvio-padrão para variáveis contínuas e frequência (%) para variáveis categóricas. Os valores previstos foram calculados utilizando um modelo simplificado com coeficientes arredondados para três dígitos de precisão. A significância estatística foi considerada com $p < 0,05$ para todas as análises.

Para os dois objetivos, criação de equação de predição de força de preensão manual e criação de equação de predição da força muscular de quadríceps, a estatística utilizada foi a mesma, supracitada. Os resultados encontrados para a força muscular de quadríceps estão descritos no apêndice 3.

6. CONSIDERAÇÕES ÉTICAS

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da UNISUAM, com parecer sobre o CAAE 26434614.4.0000.5235. O mesmo seguiu as diretrizes da Resolução 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde que propõe os preceitos éticos para a pesquisa com seres humanos (BRASIL, 2012).

Antes da realização de qualquer procedimento, todos os voluntários foram informados sobre os objetivos e procedimentos do estudo e foram orientados e assinaram o termo de consentimento livre esclarecido (TCLE). Os mesmos receberam a informação que estariam livres para abandonarem a pesquisa no momento que assim desejassem e, aos indivíduos que se interessarem, os resultados do estudo seriam disponibilizados.

7. ARTIGO

HAND GRIP STRENGTH: A LINEAR PREDICTION MODEL USING SIMPLE ANTHROPOMETRIC VARIABLES

Equação de Predito de Força de Preensão Manual

Rafael Santos Neves¹, Agnaldo José Lopes^{1,3}, Tatiana Rafaela de Lemos Lima¹,
Arthur de Sá Ferreira^{1,2}, Fernando Silva Guimarães^{1,2}

1. Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, Centro Universitário Augusto Motta, Rio de Janeiro, Brasil
2. Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil
3. Laboratório de Função Pulmonar, Hospital Universitário Pedro Ernesto, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil

Autor de correspondência: Fernando Guimarães

Email: fguimaraes_pg@yahoo.com.br

Praça das Nações, 34 – Bonsucesso, Rio de Janeiro, RJ. ZIP code: 21041-010

ABSTRACT

INTRODUCTION: The grip strength or hand grip strength (HGS) has been used in the assessment of hand therapy patients, as well as a predictor of overall body strength and functional performance of different groups of individuals. As we haven't found studies on the HGS predictive models including adults younger than 50 years of age, we aimed to develop a Brazilian predictive equation using demographic and anthropometric attributes for subjects aged 18 to 71 years. **METHODS:** This is a cross-sectional study in which 203 (105 women) apparently healthy adults were evaluated. The HGS assessment was done using a hydraulic dynamometer, according to the American Society of Hand Therapists recommendations. Several models were tested using age, body weight, height, body mass index, level of physical activity (IPAQ) and gender. Statistical significance was considered at $P < 0.05$ for all analyses. **RESULTS:** Regarding the dominant body side, adjusted R^2 value obtained using the stepwise method was 0.683. The variables age and IPAQ classification did not significantly increase the adjusted R^2 value and therefore were excluded from the model ($P > 0.100$). For the non-dominant body side, the adjusted R^2 was 0.640. The final prediction models for dominant (HGS_{P-D}) and non-dominant sides HGS_{P-ND} were: $HGS_{P-D} = 20.108H + 0.083W + 13.265sex_{male=1} - 8.737$; $HGS_{P-ND} = 9.23h + 0.086W + 14.671sex_{male=1} + 5.904$. **CONCLUSION:** Simple personal attributes, such as gender, age, height and weight can adequately predict the expected values of Hand Grip Strength of the dominant and non-dominant upper limbs for Brazilian adults between 18 and 71 years.

Keywords: muscle strength, regression analysis, isometric contraction, hand strength.

RESUMO

INTRODUÇÃO: A força manual ou força de preensão manual (HGS) tem sido utilizada na avaliação de pacientes de terapia da mão, bem como um preditor de força total do corpo e do desempenho funcional de diferentes grupos de indivíduos. Como não encontramos estudos sobre os modelos preditivos HGS incluindo adultos mais jovens do que 50 anos de idade, procurou-se desenvolver uma equação preditiva brasileira romaneada usando atributos demográficos e antropométricos de indivíduos com idade entre 18 a 71 anos. **MÉTODOS:** Este é um estudo transversal, no qual foram avaliados 203 (105 mulheres) adultos aparentemente saudáveis. A avaliação HGS foi feita através de um dinamômetro hidráulico, de acordo com as recomendações da Sociedade Americana de terapeutas da mão. Vários modelos foram testados utilizando a idade, peso, altura, índice de massa corporal, nível de atividade física (IPAQ) e sexo. A significância estatística foi considerado em $P < 0,05$ para todas as análises. **RESULTADOS:** Quanto ao lado do corpo dominante, o valor R^2 ajustado obtido utilizando o método passo a passo era 0,683. As variáveis idade e classificação IPAQ não aumentou significativamente o valor ajustado R^2 e, portanto, foram excluídos do modelo ($P > 0,100$). Para o lado do corpo não dominante, o R^2 ajustado foi de 0,640. Os modelos de previsão finais para os lados dominante (HGS_{P-D}) e não dominante HGS_{P-ND} foram: $HGS_{P-D} = 20.108H + 0.083W + 13.265sex_{male=1} - 8.737$; $HGS_{P-ND} = 9.23H + 0.086W + 14.671sex_{male=1} + 5.904$. **CONCLUSÃO:** Atributos pessoais simples, tais como sexo, idade, altura e peso podem prever adequadamente os valores esperados de Força Manual dos membros superiores dominantes e não dominantes para adultos brasileiros entre 18 e 71 anos.

Palavras-chave: força muscular, força da mão, força de preensão manual, valores de referência.

INTRODUCTION

Muscle strength is the physiological ability of muscles to produce stress. It is one of the measurable components of health-related, where the force exerted by a muscle reflects its degree of efficiency. Among the available methods to assess the force produced by any or a group of muscles, isometric dynamometry figures as one of the most widely used. Isometric dynamometry is a direct method for assessment of the grip strength or hand grip strength (HGS), being easy to perform, noninvasive and low cost. It has been used in the assessment of hand therapy patients, as well as a predictor of overall body strength and functional performance of different groups of individuals. A low HGS has been associated with clinical conditions such as anemia, postoperative morbidity and prolonged hospitalization, low bone mineral density, nutritional status, and others¹⁻⁵. Hand dynamometry is also used as a predictor of postoperative mortality and as a functional index of nutritional status, showing associations with body composition data¹.

As reference HGS values are required to make judgments about a patient's physical performance, some anthropometric variables, such as height, weight, hand length, hand width and gender have been used to set predictive equations⁷⁻¹¹. In 2008, Schlüssel et al.¹² published values for handgrip strength of healthy Brazilian adults using a representative sample of 1122 males and 1928 females. Although these authors provided mean, median and percentile values for each decade of life from 20 to ≥ 70 years, they have not proposed a predictive HGS equation. On the other hand, in 2009, two reference equations for middle-aged and elderly people were described by Novaes et al.¹ using a sample of only 54 Brazilian subjects. Nonetheless, two major flaws are noticed in that study¹, namely the usage of a mechanical dynamometer (less accurate than its hydraulic counterpart) and the lack of assessment of the limits of agreement between the direct and indirect methods for prediction of HGS. In addition, because we haven't found studies on the HGS predictive models using a wider age

range, in this study we aimed at develop a novel Brazilian predictive equation using demographic and anthropometric attributes.

METHODS

This is a cross-sectional study in which 203 (105 women) apparently healthy adults were evaluated. The study was approved by the Institutional Ethics Committee, according to the Resolution 466/2012 of the National Board of Health (CAAE 26434614.4.0000.5235). All subjects agreed to participate in the study and signed a consent form.

Were included healthy sedentary or irregularly active or active subjects, according to the International Physical Activity Questionnaire (IPAQ)¹³. Individuals with debilitating upper limbs comorbidities or with difficulties in walking, stroke, peripheral vascular disease, musculoskeletal disorders, cognitive impairment, pulmonary or cardiac disease, history of thoracic surgery and cognitive impairment were not included in the study.

Body weight (kg) was measured using a mechanical scale with maximal capacity of 150 kg and sensitivity of 100 g (Filizola S.A., Brasil). Body height (m) was assessed using a stadiometer coupled to the scale. Then, the body mass index (BMI) was calculated according to the following equation: $[BMI = \text{weight (kg)}/\text{height (m}^2\text{)}]$. The subjects also responded to the short version of the IPAQ, to check the level of physical inactivity according to their daily activities^{1,13-16}.

The HGS assessment was done using a hydraulic dynamometer (SH5001 Saehan Corporation, Korea). The evaluation was performed according to the American Society of Hand Therapists¹⁷: subjects seated positioned with the arm parallel to the body, with a 90 ° elbow flexion and forearm in a neutral position. Wrist flexion or extension was not allowed. Three measurements were performed in each hand, alternating dominant (HGS-D) and non-

dominant (HGS-ND) sides, with a one-minute interval between the tests. The subject's dominant side was defined according to the self-reported preferred hand to perform daily activities. The highest value obtained for each hand was used in the data analysis^{5,18}.

Development of the indirect method for predicting functional capacity: The multivariable prediction model of the maximal handgrip strength (HGS)

Several models were tested using subsets of demographic variables commonly used as predictors of HGS_M. Continuous (age, in years; body weight, in kg; body height, in meters; body mass index [BMI], in kg/m²) and dichotomous (sex, male = 1) variable entered the model in a forward stepwise method using the adjusted R² value as a criterion for entry/removal of variables. The results of IPAQ were categorized as an ordinal variable ('active' = 3; 'insufficiently active' = 2; 'sedentary' = 1) and also entered in the model. Separated sets of prediction equations for HGS_P were developed for the dominant and non-dominant body sides (HGS_{P-D} and HGS_{P-ND}, respectively).

Statistical analysis

Overall performance measures of the regression consisted in R² value adjusted for the number of variables retained in the proposed model, as well as the standard error ($SE = \sqrt{s^2/n}$) of the difference (bias = HGS_M - HGS_P). Specific performance of the new prediction model was assessed by regression's diagnosis and calibration analyses as follows¹⁹.

Regression's diagnosis was performed using Pearson's correlation coefficient between dependent (both HGS-D_P and HGS-ND_P) and independent (age, body weight, body height, BMI, sex, and IPAQ) variables and among independent ones. Multicollinearity was assessed using the variance inflation factor (VIF); a VIF >5 indicates that the associated regression coefficients are poorly estimated²⁰. Analysis of residuals was also performed using empirical

distributions of residuals²¹ and the one-sample Kolmogorov-Smirnov test was used with the Lilliefors correction to test the null hypothesis of Normality of distribution of residues.

Calibration was verified by assessment of the calibration plot (HGS_M vs. HGS_P , along with regression lines showing slope and intercept) and limits of agreement (LOA) plot. The bias was tested against 0 with the one sample Student's *t*-test. The error was determined as the SD of the bias. The LOA plot²² was used to determine bias and agreement between values predicted by equations and those measured. LOA were defined as upper and lower 95%CI and were determined by the mean differences $\pm 1.96SD$.

A complete-case analysis was conducted because no missing data occurred. Data was initially tabulated in and Excel (Microsoft Corporation, U.S.A.) and statistical analysis was performed with SPSS 22 (IBM Corp., U.S.A.). Descriptive results are shown as mean \pm SD and frequency (%) for continuous and categorical variables, respectively. Predicted values were calculated using the simplified model using coefficients rounded to three digits of precision. Statistical significance was considered at $P < 0.05$ for all analyses.

RESULTS

From the 206 initially recruited subjects, 3 were classified as very active (IPAQ) and were excluded from the study. Among the remaining 203 subjects, 98 were male (48.3%) and 105 (51.7%) female. Anthropometric and demographic data are in Table 1.

The right hand was more prevalent as dominant, with 175 participants (86.2%). To analyze the distribution of the sample by age, subjects were divided into the following groups: 18-29 years ($n = 69$; 34%), 30-39 years ($n = 77$; 37.9%), 40-49 years ($n = 41$; 20.2%) and 50 years or older ($n = 16$; 7.9%).

The subjects presented with the following BMI classification: 2 subjects (1%) below the ideal weight, 36,95% within the normal range, 35,47% as overweight and 26,6% as obese. When classified according to the IPAQ, 108 (53.2%) subjects were sedentary, 78 (38.4%) insufficiently active and 17 (8.4%) physically active.

PLEASE INSERT TABLE 2 HERE

Regression diagnosis

Both the HGS_{M-D} and HGS_{M-ND} were correlated with sex (0.805 and 0.789, $P < 0.001$), body height (0.696 and 0.638, $P < 0.001$) and body weight (0.473 and 0.448, $P = <0.001$). In contrast, age was not significantly correlated to neither HGS_{M-D} (-0.043, $P = 0.539$) nor HGS_{M-ND} (-0.054, $P = 0.539$). Finally, IPAQ classification was not significantly correlated to both HGS_{M-D} (-0.051, $P = 0.470$) and HGS_{M-ND} (-0.012, $P = 0.860$).

Significant association among independent variables included the paired analysis of: *sex* and *weight* (0.403; $P < 0.001$) and *height* (0.726; $P < 0.001$); *weight* and *height* (0.494, $P < 0.001$); and *height* and *age* (-0.150, $P = 0.032$). IPAQ classification was not significantly correlated with any independent variable (-0.078 or lower, $P = 0.269$ or higher). Evidence of multicollinearity was not noticed for either models of HGS-D (sex: 2.129, weight: 1.330, height: 2.357) and HGS-ND (sex: 2.129, weight: 1.330, height: 2.357).

The final model and its overall performance

Regarding the dominant body side, adjusted R^2 values obtained using the stepwise method started with 0.646 including sex (*S*) as first variable. Entering the variables body weight (*W*) and height (*H*) significantly increased the adjusted R^2 values to 0.671 and 0.683, respectively; the inclusion of age and IPAQ classification did not significantly increase the

adjusted R^2 value and therefore were excluded from the model ($P > 0.100$). Similar results were observed for the non-dominant body side; adjusted R^2 values obtained using the stepwise method started with 0.620 including the variable S as first variable. Entering the variable W significantly increased the adjusted R^2 values to 0.639; the inclusion of H , A or IPAQ classification did not significantly increase the adjusted R^2 value ($P > 0.100$), though A was retained in the model because it increased the adjusted R^2 value (0.640). The final prediction models for HGS_P-D (equation 1; adjusted $R^2 = 0.683$, SE of bias = 0.4 kgf) and HGS_P-ND (equation 2; adjusted $R^2 = 0.640$, SE of bias = 0.5 kgf) are:

$$(1) \quad HGS_{pD} = 20.108H + 0.083W + 13.265 \text{sex}_{\text{male}=1} - 8.737$$

$$(2) \quad HGS_{pND} = 9.234H + 0.086W + 14.671 \text{sex}_{\text{male}=1} + 5.904$$

Model's calibration

Regarding the model for HGS_P-D, there was no obvious relation between the bias and the mean (Figure 1, top); the bias \pm SD was 0.0 ± 6.0 kgf (Figure 1, middle). The histogram plot of differences (residues; Figure 1 bottom) showed no apparent skew, and the assumption of Normality of distribution was not violated ($P = 0.200$). The 95%CI for the bias is [-1; 1] kgf, and the LOA and respective 95%CI for the lower and upper LOA were -12 kgf [-13; -10] and 12 kgf [10; 13], respectively.

PLEASE INSERT FIGURE 16 HERE

Regarding the model for prediction of HGS_P-ND, there was no obvious relation between the bias and the mean (Figure 2, top); the bias \pm SD was 0.0 ± 6.5 kgf (Figure 2, middle). The histogram plot of differences (residues; Figure 2 bottom) showed no apparent skew, and the assumption of Normality of distribution was not violated ($P = 0.089$). The

95%CI for the bias is [-1; 1] kgf, and the LOA and respective 95%CI for the lower and upper LOA were -13 kgf [-14; -11] and 13 kgf [11; 14], respectively.

PLEASE INSERT FIGURE 17 HERE

DISCUSSION

The present study introduces a new model to predict the HGS using simple anthropometric variables. Descriptive analysis showed higher values in the dominant body side, which is in accordance to previous studies^{2,12,23,24}. Conversely, some authors did not compare dominant and non-dominant side, but the left and right body sides²⁵. Although there is some evidence showing lower HGS values among left handed subjects²⁴, we believe that a most proper comparison is achieved when taking in consideration the hand dominance because of the hand usage in daily life activities.

Besides the overall quality of prediction (high R^2 value and low prediction error), the major advantage of our model rests on its simplicity. Different from other authors, we did not include additional measurements, as forearm circumference and hand size²⁵⁻²⁷. In spite of considering only three parameters and gender, we found a determination coefficient above 0.6, which is similar or even higher than that observed in other studies on the HGS predictive models^{1,26}.

As in other studies, the univariate analysis showed strong association between height, weight and HGS, probably because a higher percentage of fat free mass in taller and heavier subjects^{1,4,12,23-25}. Conversely, although BMI is present in some previously described predictive equations^{23,28}, it didn't show significant association with HGS in the univariate analysis in our study. Since height and weight are directly correlated to HGS, and height is inversely proportional to BMI, this is also an expected result. Moreover, BMI is more likely to be associated with fat mass instead of fat free mass, which could be correlated to the HGS.

Regarding the variable “age”, it contributed little for the model, probably because the HGS is very similar until the 4th decade of life with significant decline thereafter^{12,17,27}. In the study of Günter et al⁵ the authors observed an increase of grip strength until a maximum about the age of 35 years. Further on, increasing age was inversely related with grip strength. Thus, the correlation between age and HGS is unlikely or positive below the 3th or 4th decade of life and negative above these limits, precluding a significant association when using samples with wide age range, as in our study.

Concerning the physical activity level (as measured by the IPAQ), we didn't find any association with HGS or other variables. This result is in accordance with the study of Günter et al.⁵, who observed no influence of the type of occupation on the HGS. Different from most of the studies, the physical activity level was used as a selection criterion in our work, preventing the inclusion of very active subjects (as athletes or people under regular exercise programs). Therefore, most of the subjects in our sample were sedentary and only a very little fraction were physically active, which is in accordance to the overall population physical activity level distribution¹⁶ and strengthen the external validity of our study.

In our study we performed three HGS measurements and used the higher recorded value. Although some authors used the mean HGS values, the maximum value among three or more recordings has been preferred in most of the studies. Whether the maximal or average value is of better clinical interest still remains debatable. When evaluating 50 men and 50 healthy women, Haidar et al³⁰ concluded that the difference between the mean and maximal value is negligible, but pointed his preference for the use of maximum strength on clinical practice due to the extended time needed to calculate the average value. Additionally, these authors reported that a single measurement of maximum strength may be insufficient, as part of its volunteers performed better in the second or third measurement. The usage of mean

values from repeated trials has been reported to increase the reliability of the measure due to the “regression to the mean” phenomenon (reference????).

Regarding the protocol used in this study, we followed the ASHT recommendations. This is one of the two recognized international guidelines for HGS recording, and has been widely used in clinical practice and research studies. The other international guideline was established by the European Test of Physical Fitness (EUROFIT), where, different from the arm position used in our study, the individual performs the HGS maneuver with elbow extension. As there are no consensus on the best protocol, studies as that from Vianna et al³¹ and Chau et al³² used the EUROFIT guidelines, while others, such as Anakwe et al³³ and de Figueiredo et al³⁴ used the ASHT protocol. Since the two protocols (elbow extended or in flexion) provide different results³⁵, it is important to observe from which protocol the predicted values or predictive equation was obtained.

CONCLUSION

Simple personal attributes, such as gender, age, height and weight can adequately predict the expected values of Hand Grip Strength of the dominant and non-dominant upper limbs for Brazilian adults between 18 and 71 years. The new equation proposed in this study can subsidize the clinical practice assessments and patients’ follow up, as well as future researches involving muscle strength and/or nutritional status measurements.

REFERENCES

1. Novaes RD, Miranda AS de, Silva JO, Tavares BVF, Dourado VZ. Equações de Referência para a Predição de Força de Prensão Manual em Brasileiros de Meia Idade e Idosos. *Fisioterapia e Pesquisa*, 2009;16(3):217-222.
2. Singh MAF. Exercise and aging. *Clin Geriatr Med*, 2004;20(2):201-221.
3. Fernandes ADA, Marins JCB. Teste de força de prensão manual: análise metodológica e dados normativos em atletas. *Fisioter Mov*, 2011;24(3):567-568.

4. Spruit MA, Sillen MJH, Groenen MTJ, Wouters EFM, Franssen FME. New normative values for handgrip strength: results from the UK biobank. *JAMDA*, 2013;14:775.e5-775.e11.
5. Günther CM, Bürger A, Rickert M, Crispin A, Schluz CU. Grip strength in healthy caucasian adults: reference values. *J Hand Surg Am*. 2008 Apr;33(4):558-65.
6. White C, Dixon K, Samuel D, Dtokes M. Handgrip and Quadriceps Muscle Endurance Testing in Young Adults. Springerplus, 2013; 2(1):451.
7. Chatterjee S, Chowdhuri BJ. Comparison of grip strength and isometric endurance between the right and left hands of men and their relationship with age and other physical parameters. *J Hum Ergol (Tokyo)* 1991;20:41–50.
8. Merckies ISJ, Schmitz PIM, Samijn JPA, et al. Assessing grip strength in healthy individuals and patients with immunemediated polyneuropathies. *Muscle Nerve* 2000;23:1393–401.
9. Aghazadeh F, Lee K, Waikar A. Impact of anthropometric and personal variables on grip strength. *J Hum Ergol* 1993;22:75–81.
10. MacDermid JC, Fehr LB, Lindsay KC. The effect of physical factors on grip strength and dexterity. *Br J Hand Ther* 2002;7:112–8.
11. Vaz M, Hunsberger S, Diffey B. Prediction equations for handgrip strength in healthy Indian male and female subjects encompassing a wide age range. *Ann Hum Biol* 2002;29:131–41.
12. Schlüssel MM, dos Anjos LA, de Vasconcellos MT, Kac G. Reference values of handgrip dynamometry of healthy adults: a population-based study. *Clin Nutr*. 2008 Aug;27(4):601-7. doi: 10.1016/j.clnu.2008.04.004. Epub 2008 Jun 10.
13. Matsudo S, Araújo T, Matsudo V, Andrade D, Andrade E, Oliveira LC, Braggion G. Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ): estudo de validade e reprodutibilidade no Brasil. *Atividade Física & Saúde*, 2001; 6(2): 5-18.
14. Ceschini FL, Andrade DR, Oliveira LC, Araújo Júnior JF, Matsudo VK. Prevalence of Physical Inactivity and Associated Factors Among High School Students from State's Public Schools. *J Pediatr*, 2009; 85:301-306.
15. Craig CL, Marshall AL, Sjoström M, Baumam AE, Booth ML, Ainsworth BE. International physical activity questionnaire: 12-country reliability and validity. *Med Sci Sports Exerc*. 2003; 35:1381-95.
16. Guedes DP, Lopes CC, Guedes JER. Reprodutibilidade e validade do Questionario Internacional de Atividade Fisica em adolescentes. *Rev Bras Med Esporte*. 2005;11:151-8.
17. Bohannon RW, Peolsson A, Massy-Westropp N, Desrosiers J, Bear-Lehman J. Reference values for adult grip strength measured with a Jamar dynamometer: a descriptive meta-analysis. *Physiotherapy*. 2006; 92(1):11-15.
18. Innes E. Handgrip strength testing: a review of the literature. *Austr Occup Ther J*, 1999; 46(3):20-40.
19. Collins GS, de Groot JA, Dutton S, Omar O, Shanyinde M, Tajar A, Voysey M, Wharton R, Yu LM, Moons KG, Altman DG. External validation of multivariable prediction models: a systematic review of methodological conduct and reporting. *BMC Med Res Methodol* 2014; 14: 40.
20. Marquardt DW. Generalized inverse, ridge regression, biased linear estimation, and non linear estimation. *Technometrics* 1970; 12(3):591-612.
21. Toutenburg, H. Statistical analysis of designed experiments (2nd edition). Nova York: Springer, 2002.
22. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Int J Nurs Studies* 2010; 47: 931-936.

23. Luna-Heredia E, Martín-Pena G, Ruiz-Galiana J. Handgrip dynamometry in healthy adults. *Clin Nutr* 2005; 24(2):250-258.
24. Crosby CA, Wehbe MA, Mawr B. Hand strength: normative values. *J Hand Surg*, 1994;19:665-670.
25. Hanten WP, Chen W, Austin AA, Brooks RE, Carter HC, Law CA, Morgan MK, Sanders DJ, Swan CA, Vanderslice AL. Maximum grip strength in normal subjects from 20 to 64 years of age. *J Hand Ther*, 1999;12:193-200.
26. Li K, Hewson DJ, Duchêne J, Hogrel J. Predicting maximal grip strength using hand circumference. *Manual Ther*, 2010;15:579-585. doi:10.1016/j.math.2010.06.010
27. Nicolay CW, Walker AL. Grip strength and endurance: influences of anthropometric variation, hand dominance and gender. *Int J Industrial Ergonomics*, 2005;35:605-618.
28. Budziareck MB, Duarte RRP, Barbosa-Silva MCG. Reference values and determinants for handgrip strength in healthy subjects. *Clinical Nutrition*, 2008;27:357-362. doi:10.1016/j.clnu.2008.03.008
29. Guedes DP, Lopes CC, Guedes JER. Reprodutibilidade e validade do Questionário Internacional de Atividade Física em adolescentes. *Rev Bras Med Esporte*. 2005;11:151-8.
30. Haidar SG, Kumar D, Bassi RS, Deshmukh SC. Average versus maximum grip strength: which is more consistent? *J Hand Surg Br*. 2004 Feb;29(1):82-84.
31. Vianna LC, Oliveira BR, Araujo CG. Age-related decline in handgrip strength differs according to gender. *J Strength Cond Res* 2007;21:1310-4
32. Chau N, Pétry D, Bourgkard E, Huguenin P, Remy E, André JM. Comparison between estimates of hand volume and hand strengths with sex and age with and without anthropometric data in healthy working people. *Eur J Epidemiol* 1997;13:309-16.
33. Anakwe RE, Huntley JS, McEachan JE. Grip strength and forearm circumference in a healthy population. *J Hand Surg Eur Vol*. 2007 Apr;32(2):203-9.
34. Figueiredo IM, Sampaio RF, Mancini MC, Nascimento MC. Ganhos funcionais e sua relação com os componentes de função em trabalhadores com lesão de mão. *Rev Bras Fisioter* 2006;10:421-7
35. Pereira HM, Menacho MO, Takahashi RH, Cardoso JR. Força de preensão manual de atletas tenistas avaliada por diferentes recomendações de teste. *Rev Bra Med Esporte*, 2011; 17(3):184-188.

TABLES

Table 2 – Sample Characteristics (n=203)

Variables	Mean ± SD	Median [Min; Max]
Age (years)	34.7 ± 10.9	34.0 [18; 71]
Weight (kg)	77.7 ± 17.2	76.7 [44.8; 152.3]
Height (m)	1.68 ± 0.09	1.68 [1.47; 1.91]
BMI (kg/m²)	27.3 ± 5.3	26.0 [18.4; 43.7]
HGS-D (kgf)	38.0 ± 10.7	38.0 [12.0; 63.0]
HGS-ND (kgf)	35.2 ± 10.9	33.0 [11.0; 76.0]

BMI: body mass index; HGS-D: dominant hand handgrip strength; HGS-ND: non-dominant hand handgrip strength.

Table 3: Multivariate regression analysis for prediction of handgrip strength in healthy subjects (n=203).

Model	Coefficient [95%CI]	Std. Error	t	Sig.
HGS-D				
Intercept	-8.737 [-29.761; 12.287]	10.662	-0.819	0.414
Sex (male = 1)	13.265 [10.830; 15.700]	1.235	10.742	<0.001
Weight (kg)	0.083 [0.027; 0.140]	0.028	2.937	0.004
Height (m)	20.108 [6.558; 33.659]	6.872	2.926	0.004
HGS-ND				
Intercept	5.904 [-16.872; 28.680]	11.550	0.511	0.610
Sex (male = 1)	14.671 [12.033; 17.309]	1.338	10.967	<0.001
Weight (kg)	0.086 [0.025; 0.146]	0.031	2.785	0.006
Height (m)	9.234 [-5.445; 23.914]	7.444	1.240	0.216

Figure 16: Analyses of the multivariable linear regression model for the handgrip strength (dominant body side, HGS-D). *Top:* Calibration plot of the measured versus predicted handgrip strength. *Middle:* Limits of agreement plot of the averaged values and the bias (measured-predicted values). *Bottom:* Histogram of residues of the model for prediction of the handgrip strength.

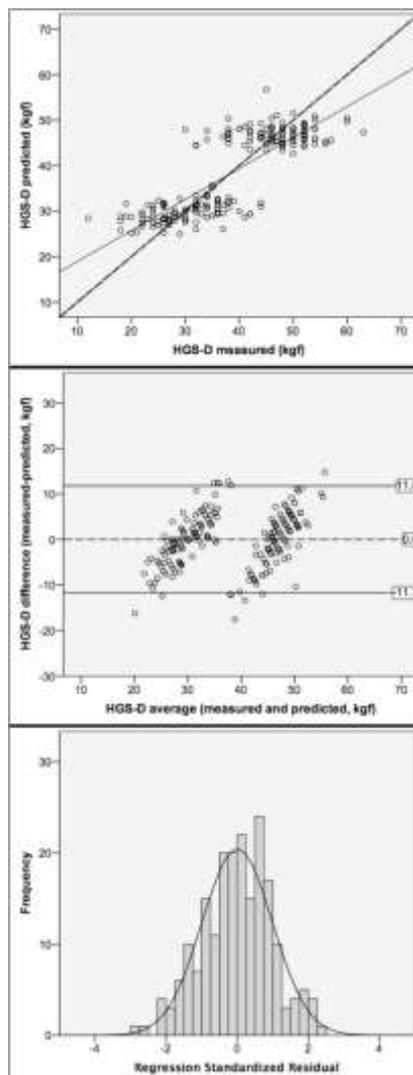
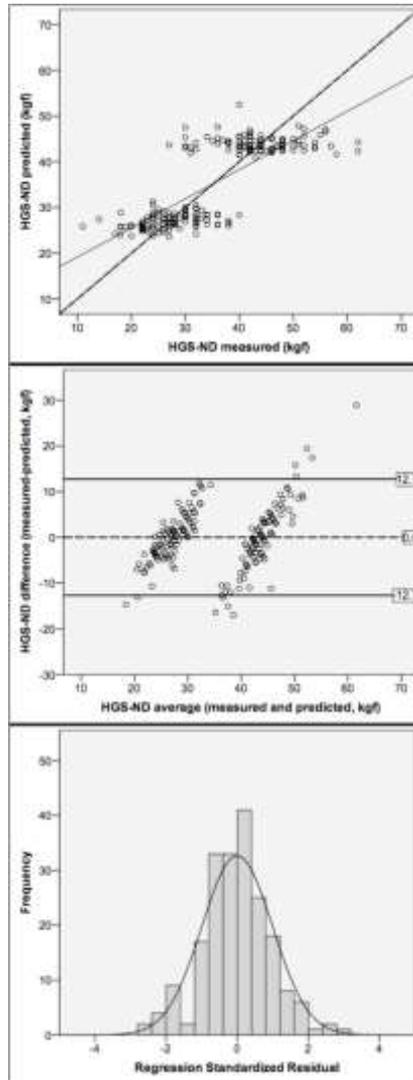


Figure 17: Analyses of the multivariable linear regression model for the handgrip strength (non-dominant body side, HGS-ND). *Top:* Calibration plot of the measured versus predicted handgrip strength. *Middle:* Limits of agreement plot of the averaged values and the bias (measured-predicted values). *Bottom:* Histogram of residues of the model for prediction of the handgrip strength.



7.1 TRABALHO APRESENTADO NO 37º SIMPÓSIO INTERNACIONAL DE CIÊNCIAS DO ESPORTE



**MESTRADO
UNISUAM**

CORRELAÇÃO ENTRE O ÍNDICE DE MASSA CORPORAL E A FORÇA DE PRENSÃO MANUAL DE INDIVÍDUOS RESIDENTES NO MUNICÍPIO DO RIO DE JANEIRO

Rafael Neves, Thayara Alvarinho, Tatiana Lima, Jaqueline Martins, Agnaldo Lopes e Fernando Guimarães
Mestrado em Ciências da Reabilitação. UNISUAM. RJ. Brasil.
rsneves.prof@gmail.com

• Introdução:

A obesidade é tida pela OMS como problema mundial de saúde pública¹⁻². A composição corporal, por sua vez, é um dos fatores determinantes da função muscular esquelética. A Força de Prensão Manual (FPM) vem sendo utilizada como preditor de força corporal total, tendo sido associada à mortalidade precoce, invalidez e outras complicações²⁻⁴.

• Objetivo:

O estudo teve por objetivo descrever o Índice de Massa Corporal e a Força de Prensão Manual de indivíduos residentes no município do Rio de Janeiro, e avaliar a associação entre estes desfechos.

• Metodologia:

Nesse estudo transversal, foram avaliados 102 adultos jovens (48 homens e 54 mulheres) do município do Rio de Janeiro, com faixa etária de 18 a 39 anos. Após as medições antropométricas de peso e altura, utilizando balança mecânica Welmy® com estadiômetro acoplado, calculou-se do Índice de Massa Corporal (IMC)¹. A força de prensão manual, dominante e não dominante, foi avaliada através de dinamômetro hidráulico Saehan (SH5001). Visando a padronização do teste, foram seguidas as recomendações da *American Society of Hand Therapists (ASHT)*^{1-2,4}. Foi utilizada estatística descritiva para a determinação das médias e desvios padrões das variáveis. Uma vez que as variáveis apresentaram distribuição normal (Shapiro-Wilk Test), a associação entre variáveis foi avaliada por meio do Teste de Correlação de Pearson. As correlações foram consideradas significativas quando $p < 0,05$.

$$IMC = \frac{Peso (kg)}{Altura (m)^2}$$


• Resultados:

A idade média foi de $26,98 \pm 5,67$ anos para as mulheres e $29,46 \pm 7,04$ anos para os homens, com IMC de $27,43 \pm 5,28$ kg/m² e $26,47 \pm 5,53$ kg/m², respectivamente. Para a FPM das mulheres e homens, obteve-se, respectivamente, $28,64 \pm 6,82$ kg e $47,92 \pm 5,28$ kg na mão dominante, e $26,75 \pm 6,23$ kg e $44,42 \pm 11,18$ kg para a mão não dominante. As correlações entre IMC e FPM de ambas as mãos e dos sexos estão apresentadas na tabela 1.

	MÃO DOMINANTE		MÃO NÃO DOMINANTE	
	Valor r	Valor p	Valor r	Valor p
IMC vs FPM - Mulheres	0,36	0,008	0,34	0,013
IMC vs FPM - Homens	0,34	0,020	0,40	0,005

• Conclusões:

Há associação entre o IMC e a FPM em uma amostra de indivíduos residentes no município do Rio de Janeiro, independente do sexo. O baixo coeficiente de correlação pode ter sido determinado pela natureza inespecífica da medida de composição corporal utilizada, que não considera o percentual de gordura e a massa magra ou muscular.

• Referências:

- Monteiro, LC, Lopes PL. Avaliação para Atividades Físicas. São Paulo: Fontoura, 2009.
- ACSM. Manual do ACSM para Avaliação da Aptidão Física Relacionada à Saúde. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2011.
- Moy FM, Chang EWH, Kee KW. Predictors of Handgrip Strength Among the Free Living Elderly in Rural Pahang, Malaysia. Iranian J Public Health, 2011; 40(4).
- Novaes RD et al. Equações de referência para a predição da força de prensão manual em brasileiros de meia idade e idosos. Fisioter Pesq, 2009; 16(3):217-22.



FAPERJ

Financiamento:



PROSUP

7.2 RESULTADOS PRELIMINARES DA CIVM DE QUADRÍCEPS

Tanto a QS_M -D e QS_M -ND foram correlacionados com o sexo (0,604 e 0,574, $P < 0,001$), altura corporal (0,514 e 0,527, $P < 0,001$) e peso (0,352 e 0,400, $P < 0,001$). Em contraste, a idade não foi significativamente correlacionada com QS_M -D (-0,161, $P = 0,093$), mas a QS_M -ND (-0,234, $P = 0,014$). Por fim, a classificação IPAQ e os comprimentos de membros inferiores não foram significativamente correlacionados com QS_M -D (0,122, $P = 0,204$) e QS_M -ND (0,106, $P = 0,270$).

Houve associação significativa em análise pareada entre as variáveis independentes que incluíram: sexo e peso (0,403; $P < 0,001$) e altura (0,726; $P < 0,001$); peso e altura (0,494, $P < 0,001$); e altura e idade (-0,150, $P = 0,032$). A classificação do IPAQ não foi significativamente correlacionada com qualquer variável independente (-0,078 ou menor, $P = 0,269$ ou superior). Evidência de multicolinearidade não foi notada tanto para modelos de QSP -D (sexo: 1.000, peso: 1.142, altura: 2.159, idade: 1.015, IPAQ: 1.000) e QSP -ND (sexo: 1.179, peso: 1.179, altura: 2.752, idade: 1.048, IPAQ: 1.015).

Quanto ao lado do corpo dominante, valores de R^2 ajustados obtidos utilizando o método passo a passo começaram com 0,359 incluindo sexo (S) como primeira variável. Entrando nas variáveis, peso corporal (W), altura (H), a idade (A) e classificação IPAQ não aumentou significativamente os valores ajustados R^2 e, portanto, foram excluídos do modelo (todos $P > 0,100$). Resultados contrastantes foram observados para o lado do corpo não dominante; valores de R^2 ajustados obtidos utilizando o método passo a passo começaram com 0,323 incluindo o sexo como primeira variável. Inserindo a variável peso e um aumento significativo dos valores R^2 ajustado para 0,362 e 0,400, respectivamente; a inclusão da altura ou da classificação do IPAQ não aumentou significativamente o valor de R^2 ajustado (todos $P > 0,100$), e, por conseguinte, foram excluídos do modelo. Os modelos de previsão finais para QSP -D (equação 1; ajustado $R^2 = 0,359$, SE de viés = 0,6 kg) e QSP -ND (equação 2; ajustado $R^2 = 0,400$, SE de viés = 0,5 kg) são (Tabela 4):

Tabela 4: Análise de regressão multivariada para previsão de força de quadríceps

Model	Coefficient [95%CI]	Std. Error	t	Sig.
QS-D				
Intercept	33.604 [30.736; 36.473]	1.447	23.223	<0.001
Sex (male = 1)	19.384 [14.504; 24.264]	2.462	7.873	<0.001
QS-ND				
Intercept	25.650 [14.554; 36.746]	5.597	4.583	<0.001
Sex (male = 1)	14.114 [9.158; 19.071]	2.500	5.646	<0.001
Weight (kg)	0.236 [0.094; 0.379]	0.072	3.295	0.001
Age (years)	-0.259 [-0.444; -0.074]	0.093	-2.781	0.006

$$(1) \quad QS_{pD} = 19.384 \text{sex}_{male=1} + 33.604$$

$$(2) \quad QS_{pND} = -0.259A + 0.236W + 14.114 \text{sex}_{male=1} + 25.650$$

Em relação ao modelo para QS_{pD} , havia uma relação evidente entre a polarização e a média (Figura 18, parte superior); o viés \pm SD foi de $0,6 \pm 11,4$ kgf (Figura 1, no meio). O histograma das diferenças (resíduos; Figura 1 inferior) não mostrou nenhuma inclinação aparente, e a suposição de normalidade de distribuição não foi violada ($P = 0,200$). O IC 95% para o viés é $[-2; 3]$ kgf, e a LOA e respectivos IC 95% para a LOA inferior e superior foram -22 kgf $[-26; -18]$ E 23 kgf $[19; 27]$, respectivamente.

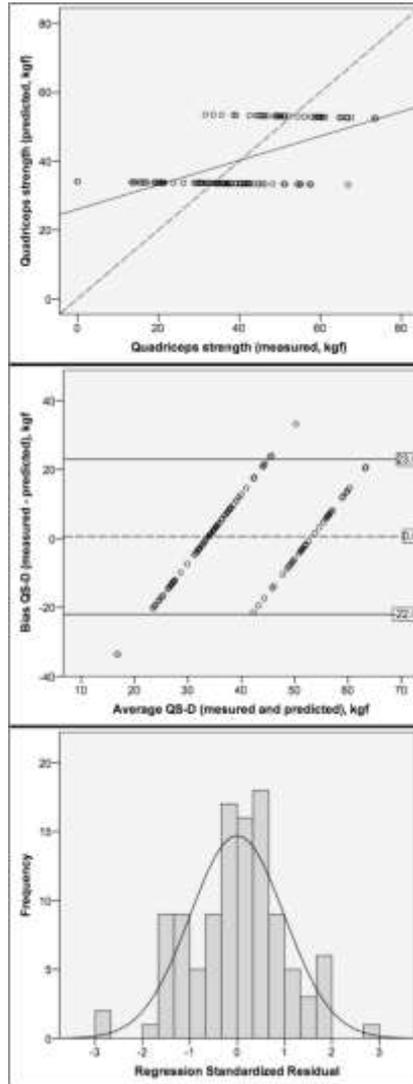


Figura 18: Análise do modelo de regressão linear multivariada para a força isométrica voluntária máxima do quadríceps (lado do corpo dominante, QS-D). Superior: Calibração enredo da medida contra quadríceps previstos força isométrica voluntária máxima. Meio: Os limites de concordância dos valores médios e o viés (valores medidos-previstos). Inferior: Histograma de resíduos do modelo para a previsão da força isométrica voluntária máxima quadríceps.

Em relação ao modelo para previsão de QS_{P-ND} , não havia uma relação evidente entre a polarização e a média (Figura 19, parte superior); o viés \pm SD foi de $0,5 \pm 12,3$ kg (Figura 2, no meio). O histograma das diferenças (resíduos; Figura 2 em baixo) não mostrou nenhuma inclinação aparente, e a suposição de normalidade de distribuição não foi violada ($P = 0,200$). O IC 95% para o viés é $[-2; 3]$ kg, ea LOA e respectivos IC 95% para a LOA inferior e superior foram -24 kg $[-28; -20]$ E 25 kg $[21; 29]$, respectivamente.

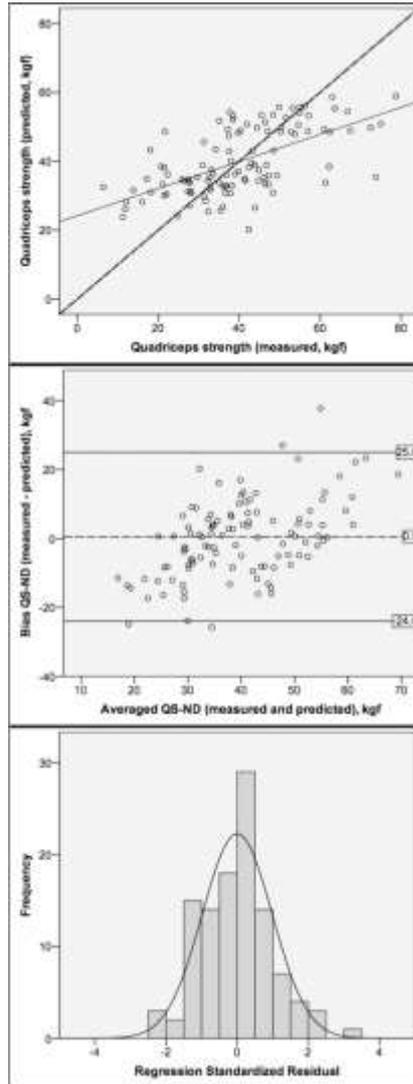


Figura 19: Análise do modelo de regressão linear multivariada para a força isométrica voluntária máxima do quadríceps (lado do corpo não dominante, QS-ND). Superior: Calibração enredo da medida contra quadríceps previstos força isométrica voluntária máxima. Médio: Os limites de concordância dos valores médios e o viés (valores medidos-previstos). Resumindo: Histograma de resíduos do modelo para a previsão da força voluntária isométrica máxima quadríceps.

8. CONSIDERAÇÕES FINAIS

A possibilidade de uso de uma equação de predição para força muscular para a população brasileira, independentemente do grupo muscular, em permuta a equipamentos por vezes de alto custo como um dinamômetro isocinético pode, em âmbito clínico, auxiliar como método de diagnóstico e prognóstico para força muscular e como base para prescrição de fortalecimento e/ou tratamento.

As equações de predição encontradas no presente estudo possuem um erro de estimativa, assim como outras equações de estimativa, porém, se apresenta como uma nova ferramenta para uso em âmbito clínico, observando-se o objetivo inicial para requerer a avaliação da força muscular.

As equações de predição da FPM aqui propostas passam a ser uma ferramenta de valor para a avaliação da musculatura flexora de dedos e mãos de brasileiros, principalmente para adultos entre 18 e 50 anos de idade.

Um novo estudo, com um maior número de voluntários, é indicado para se realizar a validação das equações preditoras, assim como se verificar a reprodutibilidade das mesmas.

9. REFERÊNCIAS

Adam C, Klissouras V, Ravazzolo M, Renson R, Tuxworth W, eds. Eurofit: European test of physical fitness. Rome: Council of Europe and Italian National Olympic Committee, 1988.

Aghazadeh F, Lee K, Waikar A. Impact of anthropometric and personal variables on grip strength. *J Hum Ergol* 1993;22:75–81.

American College of Sports Medicine. Position Stand on Progression Models in Resistance Training for Healthy Adults. *Med Sci Sports Exerc*, 2002; 34(2):364-380.

American College of Sports Medicine. Manual do ACSM para Avaliação da Aptidão Física Relacionada à Saúde. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2011.

American Society of Hand Therapists. Clinical assessment recommendations. Chicago; 1992.

Anakwe RE, Huntley JS, McEachan JE. Grip strength and forearm circumference in a healthy population. *J Hand Surg Eur Vol*. 2007 Apr;32(2):203-9.

Bauer, J. M., Sieber, C.C. Sarcopenia and frailty: A clinician's controversial point of view. *Experimental Gerontology*, 2008; 43(7): 674-678.

Bemben MG, Massey BH, Bemben DA. Isometric Intermittent Endurance of Four Muscle Groups in Men aged 20–74 years. *Med Sci Sport Exer*, 1996; 28:145–154.

Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Int J Nurs Studies* 2010; 47: 931-936.

Bohannon RW. Hand-grip Dynamometry Provides a Valid Indication of Upper Extremity Strength Impairment in Home Care Patients. *H Hand Ther*, 1998; 11(4):258-260.

Bohannon RW, Peolsson A, Massy-Westropp N, Desrosiers J, Bear-Lehman J. Reference values for adult grip strength measured with a Jamar dynamometer: a descriptive meta-analysis. *Physiotherapy*. 2006; 92(1):11-15.

Budziarek MB, Duarte RRP, Barbosa-Silva MCG. Reference values and determinants for handgrip strength in healthy subjects. *Clinical Nutrition*, 2008;27:357-362. doi:10.1016/j.clnu.2008.03.008

Camargo MR, Fregonesi CEPT, Nozabiel AJL, Faria CRS. Avaliação da Força Muscular Isométrica do Tornozelo. Dinamometria: Descrição de uma Nova Técnica. *Revista Brasileira de Ciências da Saúde*, 2009; 13(2):89-96.

Ceschini FL, Andrade DR, Oliveira LC, Araújo Júnior JF, Matsudo VK. Prevalence of Physical Inactivity and Associated Factors Among High School Students from State's Public Schools. *J Pediatr*, 2009; 85:301-306.

Chatterjee S, Chowdhuri BJ. Comparison of grip strength and isometric endurance between the right and left hands of men and their relationship with age and other physical parameters. *J Hum Ergol (Tokyo)* 1991;20:41-50.

Chau N, Pétry D, Bourgkard E, Huguenin P, Remy E, André JM. Comparison between estimates of hand volume and hand strengths with sex and age with and without anthropometric data in healthy working people. *Eur J Epidemiol* 1997;13:309-16.

Collins GS, de Groot JA, Dutton S, Omar O, Shanyinde M, Tajar A, Voysey M, Wharton R, Yu LM, Moons KG, Altman DG. External validation of multivariable prediction models: a systematic review of methodological conduct and reporting. *BMC Med Res Methodol* 2014; 14: 40.

Craig CL, Marshall AL, Sjostrom M, Baumam AE, Booth ML, Ainsworth BE. International physical activity questionnaire: 12-country reliability and validity. *Med Sci Sports Exerc.* 2003; 35:1381-95.

Crosby CA, Wehbé MA, Mawr B. Hand strength: normative values. *J Hand Surg*, 1994;19:665-670.

Desrosiers J, Hebert R, Bravo G, Rochette A. Age-related Changes in Upper Extremity Performance of Elderly People: a longitudinal study. *Exp Gerontol.* 1999;34(3):393-405.

Faber A, Sell L, Hansen JV, Burr H, Lund T, Holtermann A, Sjøgaard K. Does Muscle Strength Predict Future Musculoskeletal Disorders and Sickness Absence? *Occupational Medicine*, 2012; 62:41-46.

Farias D.L., Teixeira T.G., Tibana R.A., Balsamo S., Prestes J. A força de preensão manual é preditora do desempenho da força muscular de membros superiores e inferiores em mulheres sedentárias. *Motricidade*, 2012;8(2):624-629.

Fernandes ADA, Marins JCB. Teste de força de preensão manual: análise metodológica e dados normativos em atletas. *Fisioter Mov*, 2011;24(3):567-568.

Figueiredo IM, Sampaio RF, Mancini MC, Nascimento MC. Ganhos funcionais e sua relação com os componentes de função em trabalhadores com lesão de mão. *Rev Bras Fisioter* 2006;10:421-7

Fleck SJ, KraemerWJ. *Fundamentos do Treinamento de Força Muscular*. São Paulo: Artmed Editora, 2008

Geraldes, AAR, de Oliveira ARM, de Albuquerque RB, de Carvalho JM, Farinatti PTV. A Força de Preensão Manual é Boa Preditora do Desempenho Funcional de Idosos Frágeis: um Estudo Correlacional Múltiplo. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, 2008; 14(1):12-16.

Gardner E, Gray DJ, O'Hailly R. *Anatomia: estudo regional do corpo humano*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1988.

Guedes DP, Lopes CC, Guedes JER. Reprodutibilidade e validade do Questionario Internacional de Atividade Fisica em adolescentes. *Rev Bras Med Esporte*. 2005;11:151-8.

Guedes DP, Guedes JERP. *Manual Prático para Avaliação em Educação Física*. São Paulo: Manole, 2006.

Günther CM, Bürger A, Rickert M, Crispin A, Schluz CU. Grip strength in healthy caucasian adults: reference values. *J Hand Surg*, 2008;33(4):558-565.

Haidar SG, Kumar D, Bassi RS, Deshmukh SC. Average versus maximum grip strength: which is more consistent? *J Hand Surg Br*. 2004 Feb;29(1):82-84.

Hall S. *Biomecânica Básica*. São Paulo: Editora Manole, 2009.

Hanten WP, Chen W, Austin AA, Brooks RE, Carter HC, Law CA, Morgan MK, Sanders DJ, Swan CA, Vanderslice AL. Maximum grip strength in normal subjects from 20 to 64 years of age. *J Hand Ther*, 1999;12:193-200.

Hespanha R. *Medida e Avaliação para o Esporte e a Saúde*. Rio de Janeiro: Rubio, 2004.

Innes E. Handgrip strength testing: a review of the literature. *Austr Occup Ther J*, 1999; 46(3):20-40.

ISAK – International Society for the Advancement of Kinanthropometry. *International Standarts for Anthropometric Assessment*. Australia: national Libray of Australia, 2001.

Keating JL, Maatyas TA. The Influence of Subject and Test Design on Dynamometric Measurements of Extremity Muscles. *Physical Therapy*, 1996;76(8):866-889.

Kim SW, Lee HÁ, Cho EH. Low Handgrip Strength is Associated with Low Bone Mineral Density and Fragility Fractures in Postmenopausal Healthy Korean Women. *Journal of Korean Medicine Science*, 2012; 27:744-747.

Kraemer WJ, Ratamess NA, French DN. Resistance training for health and performance. *Current Sports Medicine Reports*, 2002;1(3):165-171.

Li K, Hewson DJ, Duchêne J, Hogrel J. Predicting maximal grip strength using hand circumference. *Manual Ther*, 2010;15:579-585. doi:10.1016/j.math.2010.06.010

Luna-Heredia E, Martín-Pena G, Ruiz-Galiana J. Handgrip dynamometry in healthy adults. *Clin Nutr* 2005; 24(2):250-258.

MacDermid JC, Fehr LB, Lindsay KC. The effect of physical factors on grip strength and dexterity. *Br J Hand Ther* 2002;7:112-8.

Marquardt DW. Generalized inverse, ridge regression, biased linear estimation, and non linear estimation. *Technometrics* 1970; 12(3):591-612.

Mathiowetz V, Weber K, Volland G, Kashman N. Reliability and validity of grip and pinch strength evaluations. *J Hand Surg*, 1984;9(2):222-226.

Matsudo S, Araújo T, Matsudo V, Andrade D, Andrade E, Oliveira LC, Braggion G. Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ): estudo de validade e reprodutibilidade no Brasil. *Atividade Física & Saúde*, 2001; 6(2): 5-18.

Mcaniff CM, Bohannon RW. Validity of grip strength dynamometry in acute rehabilitation. *J Phys Ther Sci*, 2002;14(1):41-46.

Merkies ISJ, Schmitz PIM, Samijn JPA, et al. Assessing grip strength in healthy individuals and patients with immunemediated polyneuropathies. *Muscle Nerve* 2000;23:1393-401.

Monteiro, LC, Lopes PL. Avaliação para Atividades Físicas. São Paulo: Fontoura, 2009.

Monteiro WD. Força Muscular: uma Abordagem Fisiológica em Função do Sexo, Idade e Treinamento. *Revista Brasileira de Atividade Física e Saúde*, 1997; 2(2): 51-66.

Moy FM, Chang EWH, Kee KW. Predictors of Handgrip Strength Among the Free Living Elderly in Rural Pahang, Malaysia. *Iranian Journal of Public Health*, 2011; 40(4):44-53.

Newman AB, Kupelian V, Visser M., Simonsick EM, Goodpaster BH, Kritchevsky SB, Harris TB. Strength, but not muscle mass, is associated with mortality in the health, aging and body composition study cohort. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences Medical Sciences*, 2006;61(1):72-77.

Nicolay CW, Walker AL. Grip strength and endurance: influences of anthropometric variation, hand dominance and gender. *Int J Industrial Ergonomics*, 2005;35:605-618.

Novaes RD, Miranda ASD, Silva JDO, Tavares BVF, Dourado VZ. Equações de referência para a predição da força de preensão manual em brasileiros de meia idade e idosos. *Fisioter Pesq*. 2009;16(3):217-22.

Nunes RR, Clemente ELS, Pandini JA, Cobas RA, Dias VM, Sperandei S, Gomes MB. Confiabilidade da Classificação do Estado Nutricional Obtida Atrvés do IMC e Três Diferentes Métodos de Percentual de Gordura Corporal em Pacientes com Diabetes Melito tipo 1. *Arquivos Brasileiros de Endocrinologia e Metabologia*, 2009; 53(3):360-367.

Pereira HM, Menacho MO, Takahashi RH, Cardoso JR. Força de preensão manual de atletas tenistas avaliada por diferentes recomendações de teste. *Rev Bra Med Esporte*, 2011; 17(3):184-188.

Pereira R, Cardoso BS, Itaborahy AS, Machado M. Análise da Força de Preensão em Mulheres Idosas: Estudo Comparativo entre Faixas Etárias. *Acta Med Port*, 2011; 24:521-526.

(a) Schlüssel MM, dos Anjos LA, Kac G. Hand Grip Strength Test and Its Use in Nutritional Assessment. *Rev Nutr*, 2008; 21(2):223-235.

(b) Schlüssel MM, dos Anjos LA, de Vasconcellos MT, Kac G. Reference values of handgrip dynamometry of healthy adults: a population-based study. *Clin Nutr*. 2008 Aug;27(4):601-7. doi: 10.1016/j.clnu.2008.04.004. Epub 2008 Jun 10.

Silva NA, Menezes TN, Melo RLP, Pedraza DF. Força de Preensão Manual e Flexibilidade e suas Relações com Variáveis Antropométricas em Idosos. *Ver da Associação Médica Brasileira*, 2013; 59(2): 128-135.

Silva SB, Abreu LC, Valenti VE, Nogueira DV, Moraes ER, Natividade V, Gallo PR, Herrero D, Zacaro PMD. Verbal and Visual Stimulation Effects on Rectus Femoris and Biceps Femoris Muscles During Isometric and Concentric. *International Archives of Medicine*, 2013; 6(38).

Silva SRD, Gonçalves M. Muscular Fatigue Analyses by Eletromyographic Signal Amplitude. *R. bras. Ci e Mov*, 2003; 11: 15-20.

Singh MAF. Exercise and aging. *Clin Geriatr Med*, 2004;20(2):201-221.

Smith LK, Weiss EL, Don Lehmkuhl L. *Cinesiologia Clínica de Brunnstrom*. São Paulo: Ed.Manole, 1997.

Spruit MA, Sillen MJH, Groenen MTJ, Wouters EFM, Franssen FME. New normative values for handgrip strength: results from the UK biobank. *JAMDA*, 2013;14:775.e5-775.e11.

Thompson JC. *Atlas de Anatomia Ortopédica de Netter*. Porto Alegre: Artmed, 2004.

Toutenburg, H. *Statistical analysis of designed experiments (2nd edition)*. Nova York: Springer, 2002.

Trudelle-Jackson E, Ferro E, Morrow Jr. JR. Clinical Implications for Muscle Strength Differences in Women of Different Age and Racial Groups: the WIN study. *J Womens Health Phys Therap*, 2011; 35(1): 11-18.

Vaz M, Hunsberger S, Diffey B. Prediction equations for handgrip strength in healthy Indian male and female subjects encompassing a wide age range. *Ann Hum Biol* 2002;29:131-41.

Vianna LC, Oliveira BR, Araujo CG. Age-related decline in handgrip strength differs according to gender. *J Strength Cond Res* 2007;21:1310-4

Vila-Chã C, Hassanlouei H, Farina D, Falla D. Eccentric Exercise and Delayed Onset Muscle Soreness of the Quadriceps Induce Adjustments in Agonist-Antagonist Activity, which are Dependent on the Motor Task. *Exp Brain Res*, 2012; 216:385-395.

White C, Dixon K, Samuel D, Dtokes M. Handgrip and Quadriceps Muscle Endurance Testing in Young Adults. *Springerplus*, 2013; 2(1):451.

World Health Organization (WHO) Western Pacific Region, International Association for the Study of Obesity, International Obesity Task Force. Redefining obesity and its treatment. World Health Organization, Geneva, 2000.

10. APÊNDICES

APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO PARA PESQUISA

(Resolução nº466, de 10 de dezembro de 2012. Conselho Nacional de Saúde)

O senhor (a) está sendo convidado (a) a participar de um estudo denominado “EQUAÇÕES DE PREDITO PARA FORÇA DE PREENSÃO MANUAL E FORÇA ISOMÉTRICA DE QUADRÍCEPS”, nos quais os objetivos são: avaliar a capacidade de força máxima de preensão manual e da musculatura de quadríceps, responsável por estender os joelhos. Este estudo justifica-se por haver poucos trabalhos abordando equações de força muscular manual e de membro inferior para a população brasileira. Estas equações são de fundamental importância para a avaliação e acompanhamento de indivíduos saudáveis e, conseqüentemente, de pacientes com alguma disfunção na força muscular. Essas alterações são importantes tanto no âmbito clínico quanto no âmbito terapêutico para melhor acompanhamento dos mesmos.

Sua participação no referido estudo é a de submeter-se à avaliação da força muscular das mãos onde irá apertar com a maior força possível um aparelho (dinamômetro manual) por três vezes com cada mão. Outra avaliação será feita com você sentado e pé esquerdo solto no ar e com uma faixa acolchoada presa ao seu tornozelo direito e a um cabo de aço que se prende a um aparelho que irá medir a força realizada quando estender o pé e esticando o joelho, fazendo força com a coxa. Além dos exames, o senhor (a) terá que responder a questionário apresentado pelo pesquisador e será pesado e terá altura medida.

Através dos resultados dessa pesquisa, o senhor (a) terá alguns benefícios como: informações sobre seu estado de saúde relacionado à capacidade física da força muscular. Esses dados serão divulgados em meio científico.

Poderão existir desconfortos e riscos decorrentes do estudo, entre eles: palpitação, elevação ou diminuição da pressão arterial e falta de ar. Sua privacidade será respeitada, ou seja, seu nome ou qualquer outro dado ou elemento que possam de qualquer forma identificá-lo, serão mantidos em sigilo. Será garantido o anonimato e sua privacidade. Caso haja interesse, o senhor (a) terá acesso aos resultados do estudo.

Caso queira, o senhor (a) poderá se recusar a participar do estudo, ou retirar seu consentimento a qualquer momento, sem precisar justificar-se, não sofrendo qualquer prejuízo à assistência que recebe.

Em qualquer etapa do estudo você poderá ter acesso ao profissional responsável: Rafael Santos Neves que pode ser encontrado no telefone (21) 97964-8181. Se tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, poderá entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP-UNISUAM): Praça das Nações, nº 34 - Bonsucesso, Rio de Janeiro – RJ, Tel.: (21) 3882-9797 (ramal: 1015), e-mail: comitedeeticaunisiam@unisiam.edu.br. É assegurada a assistência durante toda pesquisa, bem como a garantia do seu livre acesso a todas as informações e esclarecimentos adicionais sobre o estudo e suas consequências.

Você não terá despesas pessoais em qualquer fase do estudo, nem compensação financeira relacionada à sua participação. Em caso de dano pessoal diretamente causado pelos procedimentos propostos neste estudo, terá direito a tratamento médico, bem como às indenizações legalmente estabelecidas. No entanto, caso tenha qualquer despesa decorrente da participação na pesquisa, haverá ressarcimento mediante depósito em conta-corrente ou cheque ou dinheiro. De igual maneira, caso ocorra algum dano decorrente da sua participação no estudo, você será devidamente indenizado, conforme determina a lei.

Todos os resultados dos exames e/ou dados da pesquisa serão de responsabilidade do pesquisador de maneira direta sendo vedada a exposição do avaliado ou vínculo público destes, conforme a Resolução nº466, de 10 de dezembro de 2012, item 14.

Se este termo for suficientemente claro para lhe passar todas as informações sobre o estudo e se o senhor (a) compreender os propósitos do mesmo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Você poderá declarar seu livre consentimento em participar, estando totalmente ciente das propostas do estudo.

Uma via deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido está colocado a vossa disposição para posterior consulta conforme Resolução nº466, de 10 de dezembro de 2012, item IV, 3f.

Rio de Janeiro, _____ de _____ de _____

Nome e assinatura do paciente ou seu responsável legal

Nome e assinatura do responsável por obter o consentimento

APÊNDICE B – FICHA DE ANAMNESE E COLETA DE DADOS

FICHA DE ANAMNESE

Nome: _____ Nasc: _____

Endereço: _____

Tel / Cel: _____ Email: _____

Profissão: _____ Estado Civil: _____

Histórico de Doenças: _____

Histórico Familiar: _____

Tabagismo: Sim Não _____ Etilismo: Sim Não _____

Braço Dominante: _____

Peso: _____ Altura: _____ IMC: _____ Classificação: _____

- Comprimentos:

Coxa Dir: _____ Perna Dir: _____ MID: _____

Coxa Esq: _____ Perna Esq: _____ MIE: _____

- Dinamometria Manual:

Direita: 1T _____ 2T _____ 3T _____ Esquerda: 1T _____ 2T _____ 3T _____

- Dinamometria Digital de QDPS:

Direita: 1T _____ 2T _____ 3T _____

Esquerda: 1T _____ 2T _____ 3T _____

**APÊNDICE C – CARTA DE SUBMISSÃO DO ARTIGO
BRAZILIAN JOURNAL OF PHYSICAL THERAPY**

onbehalfof+rbfisio-se+ufscar.br@manuscriptcentral.com

em nome de rbfisio-se@ufscar.br

sex 12/12/2014 00:23

Para:

fguimaraes_pg@yahoo.com.br;

Cc:

Rafael Santos Neves;

agnaldolopes.uerj@gmail.com;

tatiana_trll@hotmail.com;

arthur_sf@ig.com.br;

fguimaraes_pg@yahoo.com.br;

12-Dec-2014

Dear Prof. Guimarães:

Your manuscript entitled "HAND GRIP STRENGTH: A LINEAR PREDICTION MODEL USING SIMPLE ANTHROPOMETRIC VARIABLES" has been successfully submitted online and is presently being given full consideration for publication in the Brazilian Journal of Physical Therapy.

Your manuscript ID is RBFIS-2014-0453.

Please mention the above manuscript ID in all future correspondence or when calling the office for questions. If there are any changes in your street address or e-mail address, please log in to ScholarOne Manuscripts at <https://mc04.manuscriptcentral.com/rbfis-scielo> and edit your user information as appropriate.

You can also view the status of your manuscript at any time by checking your Author Center after logging in to <https://mc04.manuscriptcentral.com/rbfis-scielo>.

Thank you for submitting your manuscript to the Brazilian Journal of Physical Therapy.

Sincerely,
Brazilian Journal of Physical Therapy Editorial Office

11. ANEXOS

ANEXO 1 – IPAQ - QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA - VERSÃO CURTA

Nome: _____

Data: ____/____/____ Idade : ____ Sexo: F () M ()

Nós estamos interessados em saber que tipos de atividade física as pessoas fazem como parte do seu dia a dia. Este projeto faz parte de um grande estudo que está sendo feito em diferentes países ao redor do mundo. Suas respostas nos ajudarão a entender que tão ativos nós somos em relação à pessoas de outros países. As perguntas estão relacionadas ao tempo que você gasta fazendo atividade física na **ÚLTIMA** semana. As perguntas incluem as atividades que você faz no trabalho, para ir de um lugar a outro, por lazer, por esporte, por exercício ou como parte das suas atividades em casa ou no jardim. Suas respostas são **MUITO** importantes. Por favor responda cada questão mesmo que considere que não seja ativo. Obrigado pela sua participação !

Para responder as questões lembre que:

- atividades físicas **VIGOROSAS** são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem respirar **MUITO** mais forte que o normal
- atividades físicas **MODERADAS** são aquelas que precisam de algum esforço físico e que fazem respirar **UM POUCO** mais forte que o normal

Para responder as perguntas pense somente nas atividades que você realiza **por pelo menos 10 minutos contínuos** de cada vez.

1a Em quantos dias da última semana você **CAMINHOU** por pelo menos 10 minutos contínuos em casa ou no trabalho, como forma de transporte para ir de um lugar para outro, por lazer, por prazer ou como forma de exercício?
dias ____ por **SEMANA** () Nenhum

1b Nos dias em que você caminhou por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gastou caminhando **por dia**?
horas: _____ Minutos: _____

2a. Em quantos dias da última semana, você realizou atividades **MODERADAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo pedalar leve na bicicleta, nadar, dançar, fazer ginástica aeróbica leve, jogar vôlei recreativo, carregar pesos leves, fazer serviços domésticos na casa, no quintal ou no jardim como varrer, aspirar, cuidar do jardim, ou qualquer atividade que fez aumentar **moderadamente** sua respiração ou batimentos do coração (**POR FAVOR NÃO INCLUA CAMINHADA**)
dias ____ por **SEMANA** () Nenhum

2b. Nos dias em que você fez essas atividades moderadas por pelo menos 10 minutos contínuos, quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades **por dia**?

horas: _____ Minutos: _____

3a Em quantos dias da última semana, você realizou atividades **VIGOROSAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo correr, fazer ginástica aeróbica, jogar futebol, pedalar rápido na bicicleta, jogar basquete, fazer serviços domésticos pesados em casa, no quintal ou cavoucar no jardim, carregar pesos elevados ou qualquer atividade que fez aumentar **MUITO** sua respiração ou batimentos do coração.

dias _____ por **SEMANA** () Nenhum

3b Nos dias em que você fez essas atividades vigorosas por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades **por dia**?

horas: _____ Minutos: _____

Estas últimas questões são sobre o tempo que você permanece sentado todo dia, no trabalho, na escola ou faculdade, em casa e durante seu tempo livre. Isto inclui o tempo sentado estudando, sentado enquanto descansa, fazendo lição de casa visitando um amigo, lendo, sentado ou deitado assistindo TV. Não inclua o tempo gasto sentando durante o transporte em ônibus, trem, metrô ou carro.

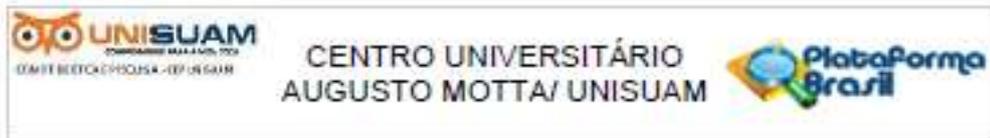
4a. Quanto tempo no total você gasta sentado durante um **dia de semana**?

_____ horas ____ minutos

4b. Quanto tempo no total você gasta sentado durante em um **dia de final de semana**?

_____ horas ____ minutos

ANEXO 2 – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA – UNISUAM



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: EQUAÇÕES DE PREDITO PARA FORÇA DE PRENSÃO MANUAL E FORÇA ISOMÉTRICA DE QUADRÍCEPS

Pesquisador: Rafael Santos Neves

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 25434614.4.0000.5235

Instituição Proponente: Centro Universitário Augusto Motta/ UNISUAM

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 561.872

Data da Relatoria: 19/03/2014

Apresentação do Projeto:

O referido projeto vem propor equações de predito para força muscular manual e força muscular de quadríceps para a população brasileira, do Rio de Janeiro, com idade entre 18 e 89 anos de idade de acordo com as características físicas de cada um. O texto se mostra de fácil compreensão, pois se apresenta de forma clara e bem redigida, contextualizando o problema que se propõe a investigar, mostrando inclusive sua relevância e benefícios às partes interessadas e/ou envolvidas, não se furtando as prerrogativas pertinentes. Demonstra também preocupação com os princípios éticos, a que faz jus as pesquisas envolvendo seres humanos e com as diretrizes e normas regulamentadoras, deste tipo de pesquisa

Objetivo da Pesquisa:

Propor equações de predito para força muscular manual e força muscular de quadríceps para a população brasileira, do Rio de Janeiro, com idade entre 18 e 89 anos de idade de acordo com as características físicas de cada um.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

A avaliação dos riscos e benefícios foi realizada tanto no referido Projeto quanto no seu respectivo TCLE.

Endereço: Praça das Nações nº 34	CEP: 21.041-010
Bairro: Bonsucesso	
UF: RJ	Município: RIO DE JANEIRO
Telefone: (21)3882-6797	E-mail: comitedeetica@unisiam.edu.br



Continuação do Parecer: 501.072

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Os critérios da lista de verificação, para avaliação do Projeto dão embasamento científico e Justifica o mesmo, o projeto segue tais critérios, definindo objetivos, materiais e métodos, critérios de inclusão e exclusão, faz menção aos riscos e benefícios, enfim atende aos critérios pré-estabelecidos.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Os termos foram apresentados de forma adequada.

Recomendações:

Nenhuma recomendação a fazer.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

O projeto esta aprovado.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Cabe ressaltar que o pesquisador se compromete em anexar na Plataforma Brasil um relatório ao final da realização da pesquisa. Pedimos a gentileza de utilizar o modelo de relatório final que se encontra na página eletrônica do CEP-UNISUAM (<http://www.unisuam.edu.br/index.php/introducao-comite-etica-em-pesquisa>). Além disso, em caso de evento adverso, cabe ao pesquisador relatar, também através da Plataforma Brasil.

RIO DE JANEIRO, 19 de Março de 2014

Assinador por:
Miriam Raquel Meira Malnent
 (Coordenador)

Endereço: Praça das Nações nº 54
 Bairro: Bonsucesso CEP: 21.041-010
 UF: RJ Município: RIO DE JANEIRO
 Telefone: (21)3882-9797 E-mail: comitedeetica@unuam.edu.br