Universidade Católica de Brasília

Pró-Reitoria Acadêmica
Escola de Exatas, Arquitetura e Meio Ambiente
Curso de Física
Trabalho de Conclusão de Curso

# ESTUDO QUANTITATIVO DOS TORQUES ENVOLVIDOS NO APARELHO LEG PRESS 45° EM INDIVÍDUOS COM DIFERENTES ESTATURAS

Autor: Amanda Lucyelly Medeiros de Souza
Orientador: Prof. MSc. Thyago Fressatti Mangueira

Brasília - DF
2017

**Amanda Lucyelly Medeiros de Souza**

# ESTUDO QUANTITATIVO DOS TORQUES ENVOLVIDOS NO APARELHO LEG PRESS 45° EM INDIVIDUOS COM DIFERENTES ESTATURAS

Artigo apresentado ao curso de graduação em Física da Universidade Católica de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Licenciado em Física.

Orientador: Prof. MSc. Thyago Fressatti Mangueira

Co-Orientador: Prof. Dr. Milton Rocha Morais

**Brasília – DF**
**2017**

Universidade Católica de Brasília

# FOLHA DE APROVAÇÃO TCC

Artigo de autoria de **Amanda Lucyelly Medeiros de Souza** intitulado "**Estudo quantitativo dos torques envolvidos no aparelho LEG PRESS 45°**", apresentado como requisito parcial para obtenção do grau de Licenciado em Física da Universidade Católica de Brasília, em 27 de novembro de 2017, defendido e aprovado, pela banca examinadora abaixo assinada:

Prof. Dr. Milton Rocha de Morais
Educação Física – UCB

Prof. MSc. Thyago Fressatti Mangueira
Orientador
Licenciatura em Física – UCB

BRASÍLIA
2017

**DEDICATÓRIA**

Dedico meu trabalho á Luciene de Souza e Silva e Valdir Teixeira Pacheco, meus amados pais. A eles devo eterna gratidão por sempre apoiar meus sonhos, por mais difíceis que sejam. E por não medirem esforços para a minha felicidade.

## AGRADECIMENTO

Agradeço a minha família que sempre acreditou em mim.

Meu noivo Diego Iago por ajudar sempre enquanto eu estava estudando e me dar todo apoio.

Ao meu amigo Raul a quem cedia o espaço em seu laboratório para estudar.

Mas nada disso seria concretizado se não fosse meu professor Thyago Mangueira que me ajudou de segunda a sábado, presencialmente e via whatsapp.

E meu Co-orientador Milton Rocha Moraes que me deu a chance de fazer parte da sua equipe de pesquisa (Iniciação Cientifica) e esteve sempre me ajudando no que era preciso para a coleta de dados. Ele quem me mostrou a importância que eu, como Física tenho em qualquer área que queira estudar.

**EPÍGRAFE**

“Dá-me um ponto de apoio que levantarei o mundo”

ARQUIMEDES

# ESTUDO QUANTITATIVO DOS TORQUES ENVOLVIDOS NO APARELHO LEG PRESS 45° EM INDIVIDUOS COM DIFERENTES ESTATURAS

AMANDA LUCYELLY MEDEIROS DE SOUZA, MILTON ROCHA MORAES, THYAGO FRESSATTI MANGUEIRA

**Resumo**:
Neste estudo aplicamos os conceitos de biomecânica ao exercício isométrico com o Leg Press 45°. Para isto utilizamos um modelo dos músculos e ossos do membro inferior em sistemas de alavancas, e analisamos o torque exercido, de modo que fosse possível aplicar as leis mecânicas de Newton e a fenomenologia da Física na área de Educação Física. Os voluntários executaram o exercício no Leg Press 45°, realizando 5 segundos de contração isométrica máxima, sendo possível medir o valor da força exercida por meio de um dinamômetro. A partir das análises podemos afirmar que a estatura do indivíduo interfere na correta prescrição do exercício personalizado.

Palavras-chave: Biomecânica, Leg Press 45°, Torque.

## 1. INTRODUÇÃO

A Física compreende processos como Termodinâmica, Mecânica, Eletromagnetismo, Óptica, Acústica, Eletricidade e a Física Moderna. A Mecânica de Newton estuda o comportamento de corpos com ou sem forças resultantes sobre eles. Além de fenômenos naturais que embasam a Física, pode estudar os fenômenos físicos presentes no corpo humano.

O corpo humano pode ser dividido em partes como célula, tecido, órgãos e organismo. Os órgãos do corpo em seu funcionamento estão repletos de fenômenos que podem ser explicados através da Física (ANDRADE, 2015). A célula muscular tem maior relevância no estudo da Biomecânica, que é uma interface da Física com a Biologia na qual se aplica as leis da Mecânica a organismos vivos. É com a análise da Biomecânica e suas áreas de conhecimento que é possível investigar as causas e fenômenos do movimento (AMADIO; SERRÃO, 2011).

O movimento do corpo pode ser evidenciado em exercícios físicos como em um aparelho Leg Press 45° (Figura 1). O exercício isométrico (estático) consiste em um treinamento de trabalho estático baseado em contração muscular. A isométrica, uma nova área no ramo de exercício, está ganhando cada vez mais espaço, pois não só treinados, mas pacientes com problemas musculares, podem se beneficiar do treinamento isométrico. Também há benefícios para iniciantes sem domínio sobre o corpo durante a prática de exercícios. Existem pesquisas sobre exercício isométrico, como Mesquita et al. (2008) e sua relevância no treinamento de força. Aumento de força muscular é explicado, pois uma vez que a alta intensidade proporciona ganho de força nos membros exercitados.

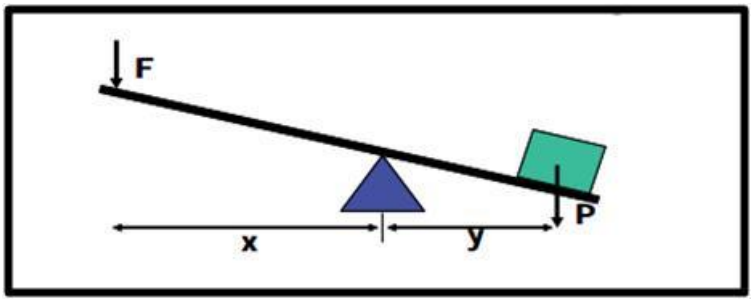
Figura 1: Aparelho Leg Press 45º

Fonte: Elaborado pelo Autor

Ao realizar um exercício isométrico, os músculos do membro estão gerando força apesar de estático, e existem componentes que podem ser avaliados a partir da percepção da Física.

Um dos propósitos deste trabalho é desenvolver um modelo do corpo, especificamente a perna e quadril, uma vez que a Física proporciona a criação de diagramas (modelos). Isto pode ser feito através de um sistema formado de alavancas. O esquema representativo deste sistema de alavancas pode ser observado na Figura 2.

Figura 2: Esquema de alavanca




Fonte: (Garcia, 2011)

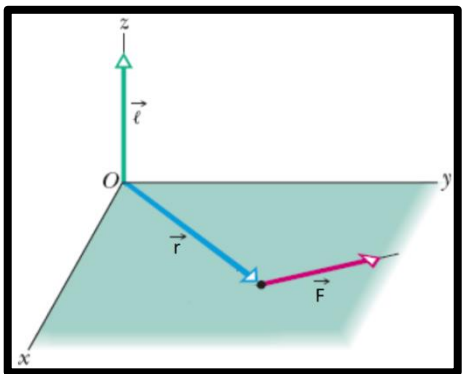
No esquema apresentado na figura 1 **F** é a força impressa e **x** a distância do ponto da força aplicada ao eixo de rotação. Alavanca é identificada e definida como um corpo rígido que gira em torno de um eixo. No corpo humano o osso quem representa o diagrama de alavancas.

Uma vertente importante que pode ser estudada e mensurada é o torque (denominado também como momento de uma força) exercido em um treinamento de força no *LEG PRESS* 45°. Na visão da biomecânica (musculoesquelético), o torque aqui estudado é o de terceira classe (NEUMANN 2012), onde o ponto fixo do eixo de rotação está localizado na extremidade do osso.

Sob o ponto de vista da Física, o torque é uma grandeza vetorial dependente das variáveis força e espaço. Em um sistema dinâmico ele resultaria em um movimento circular, quando aplicada uma força não paralela a um determinado espaço do eixo fixo de rotação, conforme Figura 3. Um sistema em equilíbrio

estático possuirá o somatório de torques e de forças nulos, não resultando em movimento (HALLIDAY 2016).

Figura 3: Esquema representativo do Torque - Adaptada




Fonte: (HALLIDAY, 2016)

Muitos dos movimentos simples que somos capazes de fazer ao longo do dia, por exemplo, um exercício muscular isométrico realizado no aparelho Leg Press, envolvem forças em alavancas, ou seja, o torque (NEUMANN 2016). A magnitude do torque pode ser calculada conhecendo a força **F** aplicada em um ponto na extremidade ao longo de um eixo **r**, conforme equação 1.

$$\tau = r.F.sen\theta \tag{1}$$

Como as medições de **r, F** e **θ** apresentam incertezas associadas, pode-se propaga-las para o valor calculado **τ** utilizando ponderação com derivadas parciais (Vuolo, 1996), conforme equação 2.

$$\sigma\tau = \sqrt{(F.sen\theta)^2.\sigma r^2 + (r.sen\theta)^2.\sigma F^2 + (r.F.cos\theta)^2.\sigma\theta^2} \tag{2}$$

A proposta deste estudo é fazer uma contribuição, do ponto de vista da física, ao analisar o torque exercido através de alavancas constituídas de músculos e ossos, durante o exercício isométrico em um aparelho Leg Press. Toda a análise foi feita a partir de diagrama de forças e trigonometria, determinando o ângulo entre ossos usando a fenomenologia da Física.

## 2. REVISÃO DA LITERATURA

A interdisciplinaridade trabalha com a necessidade de compreender determinado campo de estudo através de outro “olhar”, complementando um pensamento a partir de fundamentos teóricos e até mesmo na socialização quando se trata de produção de conhecimento no campo educativo, como reforça Thiesen (2008). Assim, nesta pesquisa a Física e Biologia foram redirecionadas de forma que trabalhassem em conjunto, uma vez que exige um conhecimento multidisciplinar como Física e Matemática (AMADIO; SERRÃO, 2011). Fenômenos físicos relacionados ao movimento podem ser descritos através das áreas da Biomecânica.

O nosso corpo e alguns de seus movimentos podem ser explicados através da Física (AMADIO; SERRÃO, 2011). Aristóteles por exemplo, desenvolveu um

modelo formado através de alavancas. Leonardo da Vinci desenvolveu princípios usados no presente trabalho como paralelogramo, força de reação e a análise física a partir da mecânica em estruturas anatômicas (REIS FILHO, 2011).

A Biomecânica tem como ocupação o estudo da análise Física dos sistemas biológicos, ou seja, efeitos das forças Mecânicas devido aos movimentos do corpo humano (AMADIO; SERRÃO, 2011). O músculo é um tecido biológico elástico e sua principal característica é ser capaz de realizar tensão (HALL, 2013). Este ramo da ciência é subdividido em duas classes, forças internas e externas. Forças Internas (Forças Articulares, Musculares e sobrecargas) que tem origem dentro do corpo humano, portanto são difíceis de serem quantificadas. As externas são relacionadas à estrutura do movimento de caráter quantitativo (REIS FILHO, 2011).

Na Biomecânica do movimento humano, os ossos quem tem o comportamento de uma alavanca e o músculo quem exerce força. Força quando analisado na fisiologia humana é descrita como a capacidade que o músculo tem de gerar um movimento de rotação e sendo a magnitude (potência) dessa função a sua taxa de produção de torque (HALL, 2013). Forças internas e externas contidas no corpo humano são capazes de realizar torques internos e externos, através de estruturas ósseas (NEUMANN, 2012).

Quando a componente de um vetor[1] força está localizada perpendicularmente ao osso a uma dada distancia da articulação, tem-se um sistema de alavanca com torques (HALL, 2013).

Um trabalho recentemente publicado por Bini (2016) traz a proposta de comparar forças musculares e articulares através de uma força de resistência. Seu estudo é determinado através de modelos computacionais, demonstrando que é possível que equações da mecânica Newtoniana e equações matemáticas possam ser associadas à biomecânica do movimento no corpo humano (BINI, 2016). Portanto o campo de estudo adotado trata apenas de simulações computacionais usando forças aplicadas diretamente pelos músculos nos ossos (AMADIO; SERRÃO, 2011). Porém, em nenhum dos processos do experimento computacional foram utilizados seres humanos.

Motivados por isso apresentamos neste trabalho uma proposta da relação exercício isométrico e a física, especificamente torque exercido pelo corpo sistemas real com seres humanos.

## 3. MATERIAIS E MÉTODOS

Esse artigo é de caráter quantitativo e experimental. Todos os participantes são integrantes do estudo em andamento intitulado: “Efeitos do exercício isométrico agudo e crônico sobre os parâmetros cardiovasculares e bioquímicos de adultos pré-hipertensos e hipertensos de ambos os sexos” sob orientação do Professor Dr. Milton Rocha de Moraes.

Serão adotados os seguintes critérios de inclusão dos participantes:

a) Não apresentar qualquer problema físico que restrinja sua participação autônoma durante a execução dos testes;
b) Aceitar de maneira voluntária fazer parte do estudo;
c) Capacidade cognitiva suficiente para entender as exigências dos testes.

Serão definidos os seguintes critérios de exclusão dos voluntários:

a) Não ter nacionalidade brasileira;

[1]Vetor é representado por uma seta em termos de módulo, direção e sentido.

b) Apresentar dificuldades de locomoção independente;
c) Acuidade visual e/ou auditiva comprometida;
d) Problemas osteomioarticulares que os impeçam na execução dos exercícios propostos no estudo.

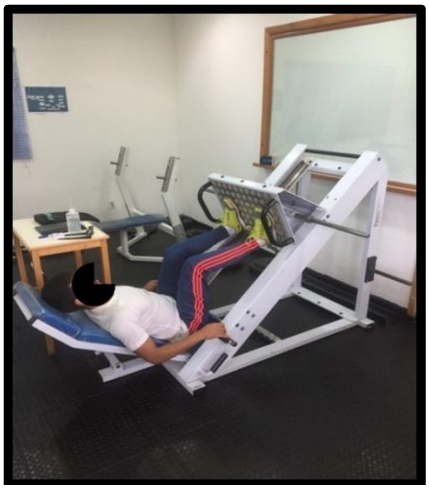
Este projeto já se encontra aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Católica de Brasília, com registro de parecer número: 1.330.494, e financiado pelo Edital FAP-DF 03/2015.

Nossa metodologia será subdividida em duas etapas: os testes no Leg Press 45°, de forma a obter valores de força e as medições antropométricas, ou seja, medidas do corpo humano. Para o presente trabalho, as definições de medidas se dão externamente. A dimensão dos ossos será usada em um modelo mecânico do braço de alavanca.

## 3.1 Adaptações no equipamento e descrição dos testes de contração voluntária máxima isométrica e de potência no Leg Press 45°

No equipamento Leg Press 45° foi fixada uma célula de carga (Power DinPro, CEFISE, Brasil)[2] por meio de corrente e mosquetões. Este sistema trava a plataforma de forma que ela não se mova acima do comprimento permitido pela corrente. Este comprimento pode ser ajustado de acordo com o tamanho dos membros inferiores do voluntário de forma a manter a angulação de 90º da articulação dos joelhos (Escamilla et al., 2001). Conforme figura 4.

Figura 4: Leg Press 45º ajustado com a angulação de 90º



Fonte: Elaborado pelo autor

Em primeiro momento cada indivíduo familiarizou-se com a forma de execução do exercício (estático). Em seguida a equipe de apoio segura a barra e informa ao voluntário que ela será liberada para o teste. Com a barra solta realizam-se 5 segundos de contração isométrica máxima com as duas pernas, sendo possível medir o valor da força exercida pelo voluntário sobre o equipamento em quilograma força (kgf) e em Newton (N).

[2] Dinamômetro

## 3.2 Medidas Antropométricas

Para a mensuração antropométrica dos voluntários foi utilizada uma balança Filizola para mensurar a estatura (cm) e a massa corporal (kg) com variação de 0,10 kg e capacidade de até 150,0 kg. Para as medidas de fêmur[3] (medido do trocanter maior para ponto de referência) e tíbia[4] o procedimento será composto por 2 (dois) voluntários, o mais alto e o mais baixo participante para trabalhar com os extremos. Os voluntários compareceram ao laboratório M309 da Universidade Católica de Brasília com os devidos trajes antes orientados, short de malha para homens e short de malha e maiô para mulheres, de forma que não altere os valores de medidas.

Cada voluntário teve sua coleta medida em uma única seção, sendo divididas em quatro momentos, as medidas serão de Tíbia direita, Tíbia esquerda, Fêmur direito e Fêmur esquerdo. Foram extraídos três valores de medida de cada membro e será utilizada a média do resultado. Nessa respectiva ordem para não induzir ao erro por vicio de valores.

O instrumento utilizado para medição foi o paquímetro ROSSCRAFT Campbell Caliper 10 US Pat. No. 4265021, de uso específico para medidas de ossos.

As medidas da tíbia (lado esquerdo, osso menor) foram mensuradas próximo ao maléolo e patela (extremidades do Fêmur respectivamente). Como é possível ver na figura 5.

Figura 5: Foto representativa dos parâmetros utilizados para a coleta de medidas. Tíbia e Fêmur respectivamente.

Fonte: Elaborada pelo autor, laboratório de Anatomia da Universidade Católica de Brasília.

Ao serem coletadas as medidas, foi notado que os valores do Fêmur e Tíbia estavam com valores muito próximos, visto que o Fêmur é consideravelmente maior. Uma solução encontrada para a margem de erro está devidamente ligada ao fato de que os valores coletados da tíbia serem mensuradas em um ponto próximo a patela, uma vez que medimos o tamanho do braço de rotação.

---

[3]Fêmur osso do corpo de maior dimensão, sendo ele articulado com o osso do quadril e distalmente com a patela e a tíbia.

[4]Tíbia articula-se proximalmente com o fêmur e a fíbula.

# 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Como o aparelho Leg Press foi ajustado para que o ângulo entre o fêmur e a tíbia seja igual ou muito próximo de 90º, os tendões ligados à tíbia estão a quase 180° (Figura 4).

Aplicando essas condições para a tíbia na equação 1 temos:

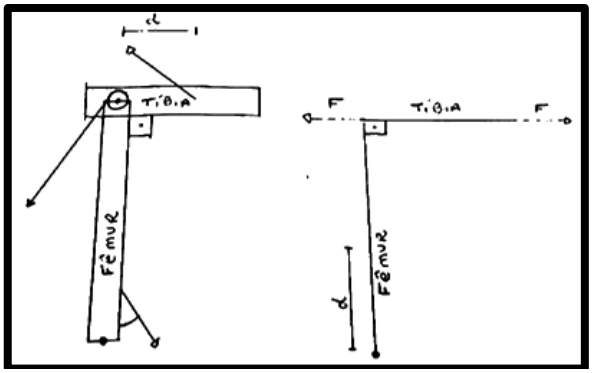
$$\tau = r.F.sin(180°)$$

$$\tau = 0\ N.m$$

logo a contribuição dos músculos ligados à Tíbia neste exercício é nula (ou quase nula) e não serão consideradas.

Observando o esquema do arranjo experimental apresentado na Figura 6, podemos afirmar que a força exercida pela plataforma no pé é de mesma intensidade que a força exercida pela tíbia sobre a articulação do joelho. Esta força é perpendicular ao fêmur na direção do tórax do voluntário. Também temos que neste arranjo não há movimento no sistema de alavancas, logo o sistema está necessariamente em equilíbrio e consequentemente o torque da força sobre o joelho é igual ao torque da componente perpendicular da força exercida pelo músculo glúteo (pela anatomia o músculo glúteo é o único capaz de realizar torque no sentido oposto ao da força sobre o joelho nestas condições). Assim o valor de força calculado neste trabalho corresponderá apenas a esta componente perpendicular, que é proporcional à força total exercida pelo músculo glúteo.

Figura 6: Esquema do modelo Fêmur e Tíba no processo do exercício Leg Press 45º




Fonte: Elaborado pelo autor

Estas condições para a força aplicada pela tíbia sobre o fêmur fazem com que as equações 1 e 2 possam ser reescritas como as equações 3 e 4, respectivamente.

$$\tau = r.F \tag{3}$$

$$\sigma\tau = \sqrt{F^2.\sigma r^2 + r^2.\sigma F^2} \tag{4}$$

Para as incertezas associadas à média adotamos a que for maior: ou o desvio padrão ou a incerteza do instrumento de medida. Para as demais contas adotamos a que for maior: a propagação por ponderação em derivadas parciais (Vuolo, 1996) ou a incerteza do instrumento de medida.

A execução dos testes ocorreu em três dias distintos e em cada dia o voluntário realizou 3 tentativas que geraram medições de valores de força máxima. Destes valores utilizaremos para os cálculos o maior valor de força exercido pelo voluntário durante as tentativas, chamado de força máxima $F_m$.

Como o voluntário empurra a plataforma com as duas pernas, optamos por realizar os cálculos dividindo a força medida pela célula de carga por dois (equação 2), obtendo assim uma força média exercida por cada perna sobre o equipamento. Salientamos que os voluntários podem burlar o teste usando apenas uma perna para fazer contração máxima. Assim, neste trabalho não levaremos em consideração a diferença de força aplicada entre as pernas pelo voluntário.

$$Fp = \frac{Fm}{2} \tag{2}$$

O valor $F_p$ encontrado foi intitulado como Componente Força Total, e estão apresentados nas tabelas 1 e 2 com valores em quilograma força (kgf).

Tabela 1- Valores de força, voluntário um (1)

| | **Dia 1** | **Dia 2** | **Dia 3** |
|---|---|---|---|
| Tentativa 1 (± 0,001 kgf) | 9,705 | 9,52 | 10,422 |
| Tentativa 2 (± 0,001 kgf) | 11,061 | 12,683 | 12,782 |
| Tentativa 3 (± 0,001 kgf) | 12,438 | 16,018 | 15,046 |
| **$F_m$** | | **16,018** | |
| **Componente Força Total** | | **8,009 ± 0,001 kgf** | |

Fonte: Elaborado pelo autor

Tabela 2- Valores de força, voluntário dois (2)

| | **Dia 1** | **Dia 2** | **Dia 3** |
|---|---|---|---|
| Tentativa 1 (± 0,001 kgf) | 10,024 | 10,082 | 11,947 |
| Tentativa 2 (± 0,001 kgf) | 11,206 | 10,348 | 13,482 |
| Tentativa 3 (± 0,001 kgf) | 14,007 | 10,596 | 14,612 |
| **$F_m$** | | **14,612** | |
| **Componente Força Total** | | **7,306 ± 0,001 kgf** | |

Fonte: Elaborado pelo autor

As tabelas 3 e 4 correspondem aos mesmos resultados das tabelas 1 e 2, mas no sistema internacional de medidas utilizado para valores de força Newtons (N).

Tabela 3- Valores de força, voluntário um (1)

| | Dia 1 | Dia 2 | Dia 3 |
|---|---|---|---|
| Tentativa 1 (± 0,001 N) | 95,210 | 93,388 | 102,240 |
| Tentativa 2 (± 0,001 N) | 108,512 | 124,422 | 125,387 |
| Tentativa 3 (± 0,001 N) | 122,016 | 157,133 | 147,602 |
| **$F_m$** | | **157,133** | |
| **Componente Força Total** | | **78,567 ± 0,001 N** | |

Fonte: Elaborado pelo autor

Tabela 4- Valores de força, voluntário dois (2)

| | Dia 1 | Dia 2 | Dia 3 |
|---|---|---|---|
| Tentativa 1(± 0,001 N) | 98,336 | 98,905 | 117,198 |
| Tentativa 2 (± 0,001 N) | 109,936 | 101,513 | 132,206 |
| Tentativa 3 (± 0,001 N) | 137,41 | 103,943 | 143,345 |
| **$F_m$** | | **143,345** | |
| **Componente Força Total** | | **71,673 ± 0,001 N** | |

Fonte: Elaborado pelo autor

A segunda etapa do processo experimental foram as medidas antropométricas, coletadas para determinar os valores de braço de rotação. Estes valores estão apresentados as tabelas 5 e 6:

Tabela 5- Medidas antropométricas, voluntário um (1)

| Tíbia Esquerda (± 0,1 cm) | Tíbia Direita (± 0,1 cm) | Fêmur Esquerdo (± 0,1 cm) | Fêmur Direito (± 0,1 cm) |
|---|---|---|---|
| 41,1 | 42,2 | 42,1 | 43 |
| 41,5 | 42,3 | 42 | 42,8 |
| 42,1 | 42,3 | 41,5 | 43,6 |
| **Média 41,5 ± 0,5** | **42,3 ± 0,1** | **41,9 ± 0,3** | **43,1 ± 0,4** |

Fonte:Elaborado pelo autor

Tabela 6- Medidas antropométricas, voluntário dois (2)

| Tíbia Esquerda (± 0,1 cm) | Tíbia Direita (± 0,1 cm) | Fêmur Esquerdo (± 0,1 cm) | Fêmur Direito (± 0,1 cm) |
|---|---|---|---|
| 35,2 | 35,7 | 36,6 | 36,4 |
| 35,2 | 36,1 | 36,5 | 36,7 |
| 35,2 | 35,8 | 36,4 | 36,2 |
| **Média 35,2 ± 0,1** | **35,87 ± 0,2** | **36,5 ± 0,1** | **36,43 ± 0,3** |

Fonte: Elaborado pelo autor

Pelas tabelas 5 e 6 temos que a média do tamanho médio do fêmur dos voluntários é 42,5 ± 0,1 cm e 36,4 ± 0,1 cm para os voluntários um (1) e dois (2) respectivamente.

O torque interno (NEUMANN 2012), ou seja, resultante a partir da força do músculo (força interna) dos dois voluntários pôde ser calculado a partir da equação 3 e sua incerteza associada pela equação 4. Para o voluntário um (1), cujas medidas antropométricas são maiores, o torque foi de 33,4 ± 0,6 N.m e para o voluntário dois (2), cujas medidas antropométricas são menores, o torque foi de 26,1 ± 0,1 N.m.

A partir destes dois resultados é possível notar que houve uma diferença porcentual do momento de força de 10,5 % enquanto que a diferença porcentual das forças máximas foi de 4,6%, ou seja, a variação porcentual do torque foi aproximadamente o dobro da variação porcentual da força exercida.

Outra análise é que supondo que a inserção do tendão do músculo glúteo está a 8 cm da articulação do quadril para o voluntário um (1) e 7 cm para o voluntário 2, as componentes perpendiculares da força exercida por esse músculo nestes voluntários será 4175 N e 3729 N, respectivamente. Uma diferença porcentual de 6% nestes valores de força. Se impuséssemos que o voluntário dois (2) exercesse a mesma força máxima que o voluntário um (1), a força que o músculo glúteo teria que exercer seria de 4085 N, uma diferença porcentual de apenas 1 % em relação ao exercido pelo voluntário um (1). As equações utilizadas são lineares, logo o resultado obtido analisando torques seria semelhante.

Levando em consideração também que força muscular é proporcional à seção reta do músculo e por escala biológica o músculo do voluntário dois (2) deve ser menos espesso que o do voluntário um (1) (Rodas, 2014), podemos afirmar que impor a mesma carga aos dois voluntários acarretará em esforços físicos muito diferentes.

## 5 CONCLUSÕES

No nosso estudo demonstramos que determinar a carga a partir da estatura do voluntário é importante do ponto de vista da Biomecânica no desenvolvimento de força máxima, apesar de outros estudos realizados como, por exemplo, Bini (2016) com exercício isométrico no Leg Press 45º, não considerar o tamanho do fêmur e da tíbia ou a escala biológica.

Desta forma este estudo mostra a necessidade de se levar em consideração à estatura do indivíduo para a correta prescrição do exercício personalizado, pois, ao

impor cargas iguais, geram-se torques semelhantes em indivíduos de diferentes biotipos, o que é incompatível com diferença porcentual dos torques devido às forças máximas exercidas nos testes e com a escala biológica. Assim estes resultados contrapõe a hipótese frequentemente expostas em trabalhos da área de Educação Física que propõem que indivíduos de menor estatura devam suportar a mesma carga que um indivíduo de maior estatura no Leg Press.

Para trabalhos futuros pretende-se buscar por uma grandeza física adequada para estimar o esforço realizado durante um teste de contração máxima e classificar uma maior quantidade de voluntários de acordo com suas estaturas para uma melhor análise das grandezas observadas.

## QUANTITATIVE STUDY OF THE TORQUES INVOLVED IN THE LEG PRESS 45º DEVICE IN INDIVIDUALS WITH DIFFERENT STATURES

**ABSTRACT**:
The aim of the study was to apply the concepts of biomechanics in isometric exercise on Leg Press 45º. For that we used a model of the bones and muscles of the leg in levers system's and analyzing the torque exerted, in the way to apply the physics laws of Newton and the phenomenology of physics in physics education. The volunteers executed in leg press 45º, a exercise to force 5 seconds in max contraction isometric exercise. Through that's analyses we can affirm the stature of the volunteer can interfere of a creation of personalized exercise.

Keywords: Biomechanics, Torque, Leg Press 45°

## REFERÊNCIAS


AMADIO, Alberto Carlos; SERRÃO, Júlio Cerca. **METODOLOGIA BIOMECÂNICA PARA O ESTUDO DAS FORÇAS INTERNAS AO APARELHO LOCOMOTOR: IMPORTÂNCIA E APLICAÇÕES NO MOVIMENTO HUMANO.** 2011. 10 f. Tese (Doutorado) - Curso de Educação Física, Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2011.

ANDRADE, Fábio Luiz. **As alavancas do corpo humano jogando com a interdisciplinaridade.** 2015. 90 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Física, Ciências e Tecnologia, Universidade Estadual Paulista, Presidente Prudente, 2015.

BINI, Rodrigo Rico. **Comparação entre a realização da flexão de joelhos na máquina e com peso livre: modelamento baseado na mecânica Newtoniana.** Austrália: R. Bras. Ci. e Mov., 2016. 12 p

ESCAMILLA RF; FLEISIG GS, ZHENG N, LANDER JE, BARRENTINE SW, ANDREWS JR et al. **Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press.**Medicine and Science in Sports andExercise, 2001.

GARCIA, Roberto. Booklet - **Conceitos gerais sobre torque e processos de torque**, São Paulo/SP, Agosto de 2011.

HALL, Susan J.. Biomecânica do Músculo Esquelético. In: HALL, Susan J.. **BiomecânicaBásica.** 6. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2013. Cap. 6. p. 40-46.

HALLIDAY, David. **Fundamentos de física, v.1** mecânica. 10. São Paulo LTC 2016 1 recurso online ISBN 9788521632054.

MESQUITA, Márcio Aparecido de et al. ISOMETRIA: TEORIA E APLICABILIDADE NOS TREINAMENTOS DE FORÇA. **Coleção Pesquisa em Educação Física,** [s.l], v. 7, n. 2, p.249-254, 2008.

NEUMANN, Donald A.. **CINESIOLOGIA do APARELHO MÚSCULOESQUELÉTICO:** Fundamentos para Reabilitação. 2. ed. [s.l]: MosbyElsevier Editora Ltda., 2012. 768 p. Tradução da edição publicada por Mosby.

Reis Filho, Adilson. **HISTÓRIA DA CINESIOLOGIA E BIOMECÂNICA.** [s.l]: Slide, 2011. 27 slides, color.

RODAS DURAN, José Enrique. **Biofísica:** conceitos e aplicações. 2. ed. São Paulo, SP: Pearson Prentice Hall, 2014. xiii, 390 p. ISBN 9788587918320

THIESEN, Juares da Silva. **A interdisciplinaridade como um movimento articulador no processo ensino-aprendizagem.** 2007. 13 f. Tese (Doutorado) - Curso de Pedagogia, Departamento de Educação do Centro Universitário de São

José, Instituto Central de Ciências Pedagógicas (iccp - Havana/cuba), Santa Catarina, 2008.

VUOLO, JOSÉ HENRIQUE. **Fundamentos da teoria de erros.** 2. ed São Paulo: Edgard Blücher, 1996. 249p. : il ISBN 85-212-0056-0

YUYAMA, Lúcia K. O.; AGUIAR, Jaime P.l.; PANTOJA, Lílian. **Segurança/insegurança alimentar em famílias urbanas e rurais no estado do Amazonas: I. Validação de metodologia e de instrumento de coleta de informação.** 2005. 6 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Saúde, Coordenação de Pesquisas em Ciências da Saúde, Instituto Nacional de Pesquisas da Amazônia, Manaus, 2007.

## APÊNDICE I - GLOSSÁRIO

$\theta$: Ângulo teta
**F**: Força máxima aplicada
Fêmur: Fêmur osso do corpo de maior dimensão, sendo ele articulado com o osso do quadril e distalmente com a patela e a tíbia.
Força: Interação resultante sobre o objeto ocasionando na mudança do seu estado de inércia.
Leg press 45º: é um equipamento para a prática de exercícios dinâmico ou isométrico
Membro inferior: Conjunto de quadril, coxa, perna e pé
**r**: Braço de rotação
Tíbia: Tíbia articula-se proximalmente com o fêmur e a fíbula.
Torque: É uma grandeza vetorial dependente das variáveis força e espaço. Em um sistema dinâmico ele resultaria em um movimento circular, quando aplicada uma força não paralela a um determinado espaço do eixo fixo de rotação.
$\boldsymbol{Fm}$: Força média
$\boldsymbol{Fp}$: Força perpendicular
$\boldsymbol{\sigma}$: Letra grega Sigma, usada para representar incerteza
$\boldsymbol{\tau}$: Letra grega Tau, usado para representar o torque

Universidade
Católica de Brasília

Campus I - QS 07 – Lote 01 – EPCT – Águas Claras – Brasília – DF CEP: 71966-700 - (61) 3356-9000
Campus Avançado Asa Norte - SGAN 916 Módulo B Avenida W5 - CEP: 70790-160 - Brasília/DF - Telefone: (61) 3448-7134
Campus Avançado Asa Sul - SHIGS 702 Conjunto 2 Bloco A - CEP: 70330-710 - Brasília/DF - Telefone: (61) 3226-8210