

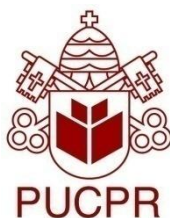
**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ**  
**ESCOLA POLITÉCNICA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE**

**RAFAELLA STRADIOTTO BERNARDELLI**

**DETERMINAÇÃO DE VALORES DE PICO DE TORQUE CONCÊNTRICO E  
EXCÊNTRICO DE FLEXÃO E EXTENSÃO DE TRONCO EM INDIVÍDUOS  
SEDENTÁRIOS, ASSINTOMÁTICOS POR MEIO DA DINAMOMETRIA  
ISOCINÉTICA.**

**Curitiba**

**2013**



**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ**  
**ESCOLA POLITÉCNICA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE**

**RAFAELLA STRADIOTTO BERNARDELLI**

**DETERMINAÇÃO DE VALORES DE PICO DE TORQUE CONCÊNTRICO E  
EXCÊNTRICO DE FLEXÃO E EXTENSÃO DE TRONCO EM INDIVÍDUOS  
SEDENTÁRIOS, ASSINTOMÁTICOS POR MEIO DA DINAMOMETRIA  
ISOCINÉTICA.**

Dissertação de Mestrado apresentado ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde. Área de concentração: Avaliação de Tecnologia em Saúde, da Escola Politécnica, da Pontifícia Universidade Católica do Paraná.

Orientador: Prof. Dr. Gerson Linck Bichinho  
Co-orientadora: Prof. Dra. Auristela Duarte de Lima Moser

**Curitiba**

**2013**

## AGRADECIMENTOS

À Deus, acima de tudo, pela minha vida e pelas infinitas graças e bênçãos que Ele me proporciona.

Ao meu Anjo da Guarda por sempre me protege e me guia.

Aos meus pais (Marlene Stradioto e Rinaldo Bernadelli Junior) que são minha base, meu apoio, meu incentivo, meu porto seguro, meu tudo.

À minha família, em especial minha tia Cinthia M. M. Bernardelli Dias e ao meu primo Senio A. Dias Junior, que me apoiaram e fizeram-se presentes durante estes dois anos.

Ao meu grande amigo Jarbas Melo Filho, que me ajudou e aconselhou dentro e fora do programa de mestrado.

À Fernanda C. Eduardo, que de colega de mestrado, tornou-se grande amiga, e tanto me ajudou nesta fase.

Aos meus amigos que próximos ou a distantes sempre se fizeram presentes. Em especial a Isadora B. G. Vieira, a Camila Tamiello, a Anna Paula Brandt.

Ao meu orientador Prof. Dr. Gerson Linck Bichinho e a minha co-orientadora Prof. Dra. Auristela D. L. Moser que não só me orientaram, mas me ajudaram, me ensinaram, realmente me acolheram. Sempre preocupados comigo e prontos para me atender com paciência e dedicação.

Ao Prof. Dr. Eduardo M. Scheeren pelos seus conselhos, ensinamentos e pela confiança depositada em mim, com quem também muito aprendi em meu estágio em docência.

À Prof. Dra. Marcia Olandoski sempre me ensinando, prestativa, paciente e atencioso comigo.

E principalmente à todos os voluntários que fizeram parte desta pesquisa, sem eles a pesquisa não seria possível. E também aos que ajudaram a recrutar os voluntários.

Enfim, a todos que direta ou indiretamente contribuíram para a realização desta pesquisa e assim ao meu crescimento acadêmico, intelectual e pessoal durante esta caminhada.

***“Ninguém é tão grande que não possa aprender,  
nem tão pequeno que não possa ensinar.”***

Esopo

## RESUMO

**Introdução:** Dados da Organização Mundial da Saúde mostram que a lombalgia afeta mais de 80% das pessoas em algum momento de sua vida. A musculatura lombar exerce papel fundamental quando solicitada a agir contra desequilíbrios impostos sobre as articulações. Como observado em diversos estudos que relacionam força e equilíbrio muscular como fatores primordiais para a estabilidade lombar. A avaliação de força muscular é de grande importância para fins de pesquisas e utilização clínica. Neste contexto, há uma tendência crescente na utilização do equipamento de dinamometria isocinética para este fim. **Objetivo:** Determinar valores de pico de torque em contrações concêntricas e excêntricas de flexão e extensão de tronco e a relação entre eles em indivíduos sedentários assintomáticos por meio da dinamometria isocinética. **Método:** Pesquisa experimental transversal de caráter observacional que teve início após a autorização do comitê de ética em pesquisas com seres humanos da instituição. A amostra foi composta por 100 voluntários sedentários assintomáticos para dor lombar. 50 participantes do sexo masculino e 50 do sexo feminino com média de idade de  $22,2 \pm 3,3$  anos, que assinaram um termo de consentimento livre esclarecido. A coleta dos dados foi realizada no Centro de dinamometria isocinética da clínica de fisioterapia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Para a avaliação de força foi utilizado o dinamômetro isocinético da marca *CYBEX Medical®*, modelo *Cybex Norm 7000™* com utilização do seu módulo de tronco. Previamente à avaliação, os indivíduos foram pesados e medidos e realizaram um aquecimento global prévio de 5 minutos em um cicloergômetro sem carga. O protocolo de avaliação foi composto por uma sequência que testou duas formas de contração muscular, para a musculatura flexora e extensora de tronco, com um intervalo de três minutos entre cada forma de contração. Era realizada primeiramente a avaliação isocinética concêntrica e depois a excêntrica. Ambas com os parâmetros descritos a seguir. Para o movimento de flexão e extensão de tronco, de 10 graus de extensão até 70 graus de flexão, com cinco repetições na velocidade angular de  $60^\circ/\text{s}$ . Previamente a cada modo de avaliação, os avaliados foram submetidos a uma familiarização com o equipamento e com o modo de contração. Realizado nas mesmas angulações de movimento e velocidades angulares dos seus respectivos testes, porém em uma intensidade submáxima. A análise dos dados foi realizada no pacote estatístico SPSS, versão 20.0. **Resultados:** Este estudo apresenta média de pico de torque de 139,55 N/m para a musculatura flexora e 166,66 N/m para a musculatura extensora de tronco em contração concêntrica e de 188,84 N/m para a musculatura flexora e de 221,19 N/m para a musculatura extensora de tronco em contração excêntrica dos indivíduos desta amostra. **Conclusão:** Os valores obtidos servirão como parâmetros de comparação para futuras pesquisas utilizando avaliação isocinética de tronco. E poderá contribuir para o fornecimento de laudos de avaliações isocinéticas de tronco. Além de esses valores servirem como parâmetros de comparação para avaliação de pacientes sintomáticos e de protocolos de tratamento para lombalgia.

**Palavras-chave:** Pico de torque concêntrico; Pico de torque excêntrico; Dinamometria Isocinética.

## ABSTRACT

**Introduction :** Data from the World Health Organization show that low back pain affects more than 80 % of people at some point in their life. The low back musculature plays a fundamental role when asked to act against imbalances imposed on the joints. As noted in several studies that relate strength and muscle balance as primary factors for lumbar stability. Assessment of muscle strength is of great importance for research purposes and clinical use. In this context, there is a growing trend in the use of isokinetic equipment for this purpose. **Objective:** To determine values of torque peak in concentric and eccentric contractions of trunk flexion and extension and the relation between them in sedentary asymptomatic through isokinetic. **Methods:** This cross-sectional trial that started after the approval of the ethics committee on human research of the institution. The sample consisted of 100 sedentary asymptomatic for low back pain. Fifty participants were male and 50 female with a mean age of  $22.2 \pm 3.3$  years, who signed a consent form. Data collection was performed at the Isokinetic Dynamometer Center in Physiotherapy Clinic of the Pontifical Catholic University of Paraná. For the evaluation of force was used isokinetic dynamometer Cybex Medical ® model 7000 Cybex Norm™ using your module's trunk. Before the assessment, subjects were weighed and measured and held a global warming prior five minutes on a cyclergometer with no load. The protocol was composed of a sequence that tested two forms of trunk flexor and extensor muscles contraction, with an interval of three minutes between each form of contraction. It was first held in concentric isokinetic test and then eccentric. Both of the parameters described below. For flexion and extension trunk, 10 degrees of extension to 70 degrees of flexion, with five repetitions at angular velocity of  $60^\circ / s$ . The subjects underwent a familiarization with the equipment and with the mode of contraction before each evaluation mode. The familiarization movement angles and angular velocities were the same as the test protocol but at a submaximal intensity. Data analysis was performed in statistical package SPSS, version 20.0. **Results:** This study presents average torque peak of 139.55 N/m for the flexor muscles and 166.66 N/m for the trunk extensor muscles in concentric contraction and 188.84 N/m for the flexor muscles and of 221.19 N/m for the trunk extensor muscles in eccentric contraction of the individuals in this sample. **Conclusion:** The values serve as benchmarks for future research using isokinetic trunk. And it can contribute to the delivery of appraisal reports isokinetic trunk. In addition to these values serve as benchmarks for evaluating symptomatic patients and treatment protocols for low back pain.

**Keywords:** Concentric torque peak; Eccentric torque peak; Isokinetic dynamometry.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Relação força x comprimento do músculo estriado de uma rã .....	24
Figura 2 - Relação força x velocidade de músculo estriado de uma rã. ....	26
Figura 3 - Posicionamento inicial e fixação no módulo de tronco (vista anterior e lateral) .....	37
Figura 4 - Amplitude de 45 graus de flexão de tronco para pesagem do segmento (vista anterior e lateral) .....	37
Figura 6 - Comparação entre as variáveis de pico de torque estratificadas por sexo. ...	51

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Comparação de Idade e IMC entre os sexos .....	42
Tabela 2 - Correlação entre IMC e as variáveis isocinéticas.....	43
Tabela 3 - Estatísticas descritivas de cada variável isocinética concêntrica e os valores de p dos testes estatísticos .....	45
Tabela 4 - Estatísticas descritivas de cada variável isocinética excêntrica e os valores de p dos testes estatísticos .....	47
Tabela 5 - Comparação entre pico de torque concêntrico e excêntrico .....	49
Tabela 6 - Avaliação da correlação entre pico de torque concêntrico e excêntrico.....	50



## LISTA DE ABREVIações E SIGRAS

ADM – Amplitude de movimento.

PT – Pico de Torque.

CON – Concêntrico.

ECC – Excêntrico.

Flex – Músculos flexores.

Ext – Músculos extensores.

N/m – Newton/metro.

s – Segundos.

°/s – Graus por segundo.

µm – Micrômetro.

# SUMÁRIO

1	Introdução.....	12
1.1	JUSTIFICATIVA.....	15
1.2	OBJETIVO.....	16
1.2.1	OBJETIVO GERAL.....	16
1.2.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	16
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	17
2.1	FISIOLOGIA MUSCULAR.....	17
2.1.1	FISIOLOGIA DA CONTRAÇÃO MUSCULAR.....	17
2.1.2	TIPOS DE CONTRAÇÕES MUSCULARES.....	19
2.1.3	FATORES MUSCULARES QUE AFETAM A POTÊNCIA FUNCIONAL DE UM MÚSCULO.....	20
2.1.4	FATORES NEUROLÓGICOS QUE AFETAM A POTÊNCIA FUNCIONAL DE UM MÚSCULO.....	27
2.2	AVALIAÇÃO ISOCINÉTICA.....	28
2.2.1	AVALIAÇÃO ISOCINÉTICA DE TRONCO.....	32
3	Método.....	34
3.1	TIPO DE PESQUISA.....	34
3.2	LOCAL DA COLETA DE DADOS.....	34
3.3	PARTICIPANTES.....	34
3.4	EQUIPAMENTOS.....	35
3.5	PROTOCOLO DE AVALIAÇÃO.....	36
3.6	ANÁLISE DOS DADOS.....	41
4	RESULTADOS.....	42

4.1 DADOS DEMOGRÁFICOS E CARACTERÍSTICAS ANTROPOMÉTRICAS .....	42
4.2 AVALIAÇÃO DA CORRELAÇÃO ENTRE IMC E AS VARIÁVEIS ISOCINÉTICAS .....	43
4.3 COMPARAÇÃO ENTRE AS VARIÁVEIS ISOCINÉTICAS CONCÊNTRICAS QUANDO ESTRATIFICADAS POR SEXO.....	45
4.4 COMPARAÇÃO ENTRE AS VARIÁVEIS ISOCINÉTICAS EXCÊNTRICAS QUANDO ESTRATIFICADAS POR SEXO .....	47
4.5 COMPARAÇÃO E AVALIAÇÃO DA CORRELAÇÃO ENTRE PICO DE TORQUE CONCÊNTRICO E EXCÊNTRICO DA AMOSTRA TOTAL E ESTRATIFICADAS POR SEXO .....	49
4.6 SÍNTESE DOS RESULTADOS .....	51
5 DISCUSSÃO.....	52
5.1 VALORES DE PICO DE TORQUE ISOCINÉTICO CONCÊNTRICO E EXCÊNTRICO.....	52
5.2 PICO DE TORQUE CONCÊNTRICO VERSUS EXCÊNTRICO.....	55
5.3 MOMENTO ANGULAR DE PICO DE TORQUE .....	56
5.4 RELAÇÃO MUSCULAR FLEXORES/EXTENSORES DE TRONCO .....	58
6 CONCLUSÃO .....	60
7 SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS.....	61
8 REFERÊNCIA.....	62
APÊNDICE A .....	66
APÊNDICE B .....	68
ANEXO A.....	69

## 1 INTRODUÇÃO

Sob um ponto de vista biomecânico, a coluna vertebral pode ser considerada uma viga dinâmica suportando cargas de compressão, torção, cisalhamento longitudinal e transversal (ROSSI e LEIVAS, 1995 *apud* IMAMURA *et al.*, 2001).

Dados da Organização Mundial da Saúde mostram que, no mundo, cerca de 80 a 85% dos episódios de dor nas costas não tem causa conhecida. E que a lombalgia é a desordem mais comum da coluna vertebral, afetando mais de 80% das pessoas em algum momento de sua vida, sendo que 90% dessas pessoas apresentarão mais de um episódio de dor lombar. Além de mostrar que a lombalgia é a causa mais comum de incapacidade entre adultos jovens (WHO, 2013). Diante deste cenário, vê-se que é crescente a quantidade de pesquisas relacionadas à busca de métodos de tratamento, prevenção e diagnóstico de disfunções lombares. Boa parte destes estudos tem analisado a relação da força muscular do tronco com a dor lombar.

Já é indiscutível que a musculatura exerce papel fundamental quando solicitada a agir contra desequilíbrios impostos sobre as articulações. Observam-se também a existência de diversos estudos e revisões que relacionam força e equilíbrio muscular como fatores primordiais para a estabilidade lombar (SILVA NETO *et al.*, 2010; OLIVEIRA *et al.*, 2009; GOUVEIA e GOUVEIA, 2008; FREITAS; GREVE, 2008; KOLYNIK *et al.*, 2004). Esta estabilidade lombar pode ser definida como a habilidade de manter o equilíbrio e a firmeza das estruturas do tronco durante a realização de movimentos corporais. A musculatura age como limitadora e controladora dos movimentos do tronco prevenindo danos a outras estruturas, como por exemplo, ligamentos, discos intervertebrais e cápsulas articulares da coluna vertebral (LIEBENSON, 2004; HAYNES, 2004).

A avaliação de força muscular é de grande importância para fins de pesquisas e utilização clínica para fins diagnósticos, correção de déficits musculares específicos, avaliação de resultados da intervenção e determinação de condições do indivíduo a retornar às suas atividades esportivas ou ocupacionais.

Avanços tecnológicos no desenvolvimento de dinamômetros eletromecânicos para a medida da função muscular possibilitaram mensurações mais precisas de diversos parâmetros musculares. Os dinamômetros eletromecânicos permitem a quantificação de parâmetros como capacidade de produção de torque, potência muscular, fadiga e capacidade de gerar trabalho para diversas musculaturas. Os dados obtidos com a utilização desses dinamômetros tem tido impacto importante na tomada de decisões clínicas (AQUINO, 2007; ANDREWS, 2005).

Estes dinamômetros eletromecânicos fornecem resistência ao movimento articular ao longo de uma determinada amplitude, possibilitando a avaliação de parâmetros relacionados à força muscular de forma dinâmica. A resistência oferecida pelo aparelho varia de forma a ser sempre igual à força exercida pelo indivíduo. Assim o dinamômetro impede que a velocidade do movimento exceda o valor predeterminado e faz com que essa se mantenha constante. Tal modo de teste é chamado isocinético, por isso, este equipamento é comumente chamado de dinamômetro isocinético. Essa tecnologia permite que a musculatura produza força muscular máxima em todos os pontos da amplitude de movimento (tanto em contrações concêntricas quanto excêntricas), o que não pode ser obtido com testes com carga constante. Teoricamente, os valores obtidos no teste isocinético são mais realistas em relação à capacidade funcional muscular máxima, além de ajudar a identificar diferenças na musculatura flexora e extensora de tronco podendo estas, serem cruciais para análise e controle da estabilidade como é visto para outras articulações (SILVA NETO et al., 2010; AQUINO, 2007; ANDREWS, 2005; GOMÉZ *et al.*, 2005; KOLYNIK et al., 2004; HAMILL, 2012; DVIR, 2002; ENOKA, 2000).

A dinamometria isocinética é amplamente utilizada, protocolada e com normatização de dados para a avaliação de segmentos corporais mono ou biarticulares. Mas quando se trata de avaliação isocinética de tronco, observa-se uma maior dificuldade em sua utilização no estabelecimento de parâmetros de avaliação. Isso se dá pelo fato da coluna possuir um segmento pluriarticular complexo. Além do fato da dinamometria isocinética de tronco ser relativamente recente, se comparado à utilização da mesma em outros segmentos do corpo humano.

Embora exista o grande benefício e a necessidade da utilização da dinamometria isocinética de tronco para avaliação fidedigna de parâmetros de força da musculatura flexora e extensora de tronco, a escassez de dados normativos de parâmetros de força para esta musculatura na literatura gera dificuldade em avaliar parâmetros musculares em indivíduos com disfunções lombares, diferentemente dos outros segmentos corporais que podem ser comparados ao seu complementar contralateral durante avaliações isocinética.

## 1.1 JUSTIFICATIVA

Vê-se que dores na coluna vertebral, principalmente na região lombar, tem tornado-se cada vez mais comum, inclusive entre adultos jovens. Percebe-se que a maioria dessas lombalgias não tem causa definida. Sabendo-se da importância que a musculatura exerce sobre a estabilidade lombar, observa-se a necessidade de conhecer os valores de força da musculatura extensora e flexora de tronco em indivíduos hígidos para que possa servir como parâmetro de comparação para indivíduos sintomáticos, atletas e outras populações em novas pesquisas e na prática clínica.

A verificação do pico de torque por meio da dinamometria isocinética é um método confiável e fidedigno de avaliação da musculatura, podendo ser muito bem utilizada para flexores e extensores de tronco.

Observa-se na literatura a escassez de pesquisas que demonstrem valores normais de pico de torque, ângulo de pico de torque e relação agonista/antagonista da musculatura em questão. O que dificulta a verificação de déficits musculares de indivíduos lombálgicos, avaliação de tratamento, critérios para alta e criação de protocolos de prevenção de lombalgia.

Diante disso justifica-se a realização deste trabalho que avalia parâmetros musculares isocinéticos concêntrico e excêntrico da musculatura flexora e extensora de tronco para indivíduos hígidos sedentários, afim de que estes possam contribuir com a avaliação de força muscular de tronco, fornecendo subsídios para futuras pesquisas com outras populações.

## **1.2 OBJETIVO**

### **1.2.1 OBJETIVO GERAL**

Determinar valores de pico de torque em contrações concêntricas e excêntricas de flexão e extensão de tronco e a relação entre eles em indivíduos sedentários assintomáticos através da dinamometria isocinética.

### **1.2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Identificar a angulação que apresenta o maior pico de torque concêntrico e excêntrico de flexão e extensão de tronco em indivíduos assintomáticos.
- Comparar valores de pico de torque em contrações concêntricas e excêntricas de flexão e extensão de tronco e a relação entre eles entre homens e mulheres.



## **2 REVISÃO DE LITERATURA**

Com o intuito de entender como se processa a adaptação funcional do tecido muscular esquelético durante a contração e geração de força, faz-se necessário, em primeiro lugar, conhecer a estrutura e o funcionamento desse tecido. A capacidade de produzir força é alterada à medida que o comprimento da fibra muscular e a velocidade de contração são alterados. O estudo da atividade muscular e de sua capacidade de produzir força em diferentes comprimentos (relação Força-Comprimento) e em diferentes velocidades (relação Força-Velocidade) possibilitam determinar quais alterações estruturais e funcionais ocorrem quando o grupo muscular é submetido a um exercício específico ou simplesmente realiza um movimento específico. Porém, a capacidade de produção de força depende também da arquitetura das fibras musculares e de fatores neurológicos que afetam o potencial funcional de um músculo, já que este é o sistema de controle da contração. Uma revisão de literatura será desenvolvida a seguir para explicar as questões citadas.

Também serão expostos neste tópico estudos sobre a inovadora avaliação isocinética de tronco, sua utilização, parâmetros e procedimentos adotados para o teste de força de tronco.

### **2.1 FISIOLOGIA MUSCULAR**

#### **2.1.1 FISIOLOGIA DA CONTRAÇÃO MUSCULAR**

O responsável pelos movimentos corporais é o tecido muscular. Na sua estrutura existem células alongadas com a presença de grande quantidade de filamentos citoplasmáticos, que permitem a contração muscular. Com origem mesodérmica e com um processo de alongamento gradativo, simultâneo à síntese de proteínas

filamentosas, a célula muscular se diferencia de acordo com suas formas e funções. Podendo caracterizar três tipos de tecido muscular: o músculo liso, o estriado cardíaco e o músculo estriado esquelético (JUNQUEIRA e CARNEIRO, 1995; ROSS e ROWRELL, 1993).

O músculo estriado esquelético, o que será estudado, é revestido por envoltórios de tecido conjuntivo que dão consistência e proteção. O epimísio envolve o músculo inteiro; o perimísio envolve o fascículo muscular, e o endomísio circunda cada célula. Todo esse tecido conjuntivo mantém as fibras musculares unidas, permitindo que toda força de contração gerada em cada fibra atue sobre o músculo contribuindo para sua contração (McARDLE, 1998; JUNQUEIRA e CARNEIRO, 1995).

O processo de excitação da fibra muscular ocorre na placa motora, sendo facilitado pela acetilcolina, neurotransmissor responsável pela transformação de um impulso neural em químico. Quando esse impulso chega à placa, a acetilcolina é liberada por vesículas dentro dos axônios terminais que se difundem e prendem-se a receptores específicos. Dentro de aproximadamente cinco milissegundos, depois que a acetilcolina é liberada ela acaba sendo degradada por uma enzima chamada colinesterase, permitindo a repolarização da membrana da célula muscular. A ligação transmissor-receptor faz com que o sarcolema fique mais permeável ao sódio, resultando em despolarização e geração de um potencial de ação que percorre toda a fibra. Esse sinal de despolarização passa para o retículo sarcoplasmático e resulta na liberação de cálcio, iniciando o ciclo de contração (GUYTON, 2000).

Cada fibra muscular é formada por unidades funcionais menores, localizadas paralelamente ao eixo longitudinal da fibra. Essas fibrilas são formadas por subunidades denominadas miofilamentos, que consistem principalmente de duas proteínas: actina e miosina. A molécula de miosina é composta por cadeias polipeptídicas: duas cadeias pesadas que se enrolam em espiral para formar uma dupla hélice, com uma estrutura globular em cada extremidade chamada de cabeça da miosina. Quatro cadeias leves também fazem parte da cabeça da miosina, sendo que participam durante o processo de contração (GUYTON, 2006).

O filamento de actina é formado por três componentes protéicos: actina, tropomiosina e troponina. Durante o repouso a tropomiosina protege os sítios de ativação da actina, inibindo a interação desta com a miosina. Para que ocorra a contração muscular, a troponina, quando associado ao cálcio, deforma a tropomiosina liberando os sítios de ativação da actina. Isso permite a conexão espontânea das cabeças de miosina com a actina, gerando assim as pontes cruzadas, desencadeando o movimento, a contração muscular. (GUYTON, 2006; FOSS e KETEVIAN, 2000; SMITH, 1997; JUNQUEIRA e CARNEIRO, 1995).

### 2.1.2 TIPOS DE CONTRAÇÕES MUSCULARES

*Segundo Lippert, (1996) “há três tipos de contração muscular: contração isométrica, isotônica e isocinética”.*

Na contração isométrica o comprimento muscular é constante, não existindo movimento articular.

A contração isotônica é um dos tipos mais familiares de contração e muitas vezes é também denominada de contração dinâmica. O termo contração dinâmica, na verdade, é mais preciso, pois isotônica significa literalmente tensão igual ou constante. Em outras palavras, uma contração isotônica é aquela que produz o mesmo grau de tensão durante o encurtamento, ao superar uma resistência constante, porém isso não se aplica aos músculos *in vivo*, porque a força exercida por um músculo ao contrair-se é influenciada pelo comprimento inicial das fibras musculares (relação Força-Comprimento) e pela velocidade de encurtamento (relação Força-Velocidade). A contração dinâmica pode ser dividida em concêntrica e excêntrica e em ambos os casos ocorre movimento (LIPPERT, 1996).

A contração concêntrica ocorre quando o músculo se encurta gerando movimento articular enquanto a contração está sendo realizada. A ação muscular

ocorre com aproximação dos pontos de origem e inserção, com redução do comprimento muscular (MONTEIRO, 1998; LEITE, 1990).

Na contração excêntrica ocorre quando a resistência externa ultrapassa a força muscular e os pontos de origem e inserção do músculo afasta-se à medida que a tensão aumenta, sofrendo um estiramento enquanto realiza contração. É característica das atividades de desaceleração dos segmentos corporais e fornecem absorção de choque. Acontecem frequentemente nos músculos posturais para resistir a gravidade e manter a postura ereta (FOSS e KETEVIAN, 2000; LIPPERT, 1996; LEITE, 1990).

Smith (1997) explica que uma contração isocinética (do grego *isos*, igual; *knetos*, movendo-se) ocorre quando a velocidade de movimento é constante. A contração isocinética trabalha contra uma resistência que permite o movimento a uma velocidade fixa pré-estabelecida e possibilita aos músculos a capacidade máxima de geração de força durante todo o movimento, enquanto está contraindo. É o tipo de contração menos comum, pois só pode ser realizada com equipamento especial.

### **2.1.3 FATORES MUSCULARES QUE AFETAM A POTÊNCIA FUNCIONAL DE UM MÚSCULO**

Segundo Enoka (2000), o movimento é executado pela ativação do sistema motor. O movimento humano, entretanto, é caracterizado não pela ativação do sistema motor, mas pelo controle cuidadoso e preciso da força muscular. Alguns fatores capacitam o corpo humano a controlar a força muscular podendo realizar uma grande variedade de movimentos.

Além dos fatores neurológicos, metabólicos e psicológicos que afetam a força muscular, muitos outros fatores determinam a força muscular ou uma contração voluntária máxima. Estes fatores incluem: a arquitetura das fibras musculares, o comprimento do músculo no momento da contração (relação Força-Comprimento) e a velocidade de contração (relação Força-Velocidade) (SMITH, 1997).

### 2.1.3.1 Arquitetura das fibras

Arquitetura muscular é o arranjo das fibras em relação ao eixo de geração de força, a disposição física dos elementos contráteis do músculo (ENOKA, 2000 e SMITH, 1997).

A função neuromuscular parece ser profundamente afetada pelo tamanho e formato das fibras musculares e de todo o músculo. Tanto a força máxima que um músculo pode exercer quanto à velocidade máxima de encurtamento são influenciadas pela arquitetura do músculo (ENOKA, 2000 e SMITH, 1997).

A organização das unidades geradoras de força do músculo como um todo também influencia nos efeitos em série e em paralelo na força exercida pelo músculo. Isto é, a variação no arranjo das fibras musculares irá influenciar a força, a mudança no comprimento e a velocidade de encurtamento de todo o músculo (ENOKA, 2000 e SMITH, 1997).

As unidades geradoras de força ficam completamente em série em muitos músculos em direção ao vetor da força muscular, mas inserem-se em bainhas de tecido conjuntivo intramuscular em ângulo. Como resultado, o comprimento da fibra é menor que o comprimento do músculo porque as fibras não atravessam o músculo de uma ponta à outra (ENOKA, 2000 e SMITH, 1997).

Os músculos podem ter fibras arranjadas com uma angulação comum (unipenados), em duas séries de fibras com diferentes angulações (bipenados) ou muitas séries de fibras com uma variedade de ângulo (multipenados). E quanto maior a angulação mais em paralelo estará às fibras (ENOKA, 2000 e SMITH, 1997).

Durante a contração muscular, o volume de um músculo permanece relativamente constante, mas a angulação das fibras muda (ENOKA, 2000 e SMITH, 1997).

Músculos mais longos e fusiformes são formados de fibras musculares mais longas e com sarcômeros dispostos em série, por esse arranjo em série apresenta maior velocidade de encurtamento. Já os músculos mais curtos e penados são formados de fibras mais curtas com angulação maior que um e por isso, sarcômeros em

paralelo, o que aumenta a área da secção transversa do músculo gerando assim maior força (ENOKA, 2000 e SMITH, 1997).

O efeito em paralelo no músculo como um todo é o mesmo que o nível da fibra muscular; quanto maior a área de secção transversa (conteúdo em paralelo), maior a força máxima que o músculo pode exercer (ENOKA, 2000 e SMITH, 1997).

Por causa da angulação das fibras, contudo, a medida da área de secção transversa é mais difícil de obter para o músculo como um todo do que para uma única fibra muscular (ENOKA, 2000 e SMITH, 1997).

Consequentemente, a área de secção transversa do músculo como um todo não pode ser determinada simplesmente medindo a parte mais espessa do músculo; a angulação das fibras também precisa ser levada em conta (ENOKA, 2000 e SMITH, 1997).

Tal medida, chamada de área de secção transversa é a área medida a partir de cortes perpendiculares à orientação das fibras musculares. É utilizada para estimar a força muscular, pois sobre características arquitetônicas, a medida da área de secção transversa é usada como um indicador do número de pontes transversas que estão arranjadas em paralelo. Esse indicador é válido se, e somente se, o conteúdo de proteína não contrátil do músculo estiver homogeneamente distribuído entre as fibras musculares. Consequentemente, a medida da área de secção transversa, que inclui todo o material intramuscular, pode ser usada somente como uma estimativa das capacidades de força do músculo. Por isso diz-se que existe forte correlação positiva entre a área de secção transversa e a força máxima (ENOKA, 2000 e SMITH, 1997).

### **2.1.3.2 Relação Força-Comprimento**

A variação da produção de força mediante o seu comprimento é uma das principais características mecânicas do músculo esquelético. O primeiro estudo sistematizado que abordou essa relação foi proposto por Gordon e colaboradores em 1966 e utilizou técnicas microscópicas para isolar fibras de músculo estriado

esquelético de rã para medir o comprimento dos sarcômeros. Para a parte prática do estudo, as fibras eram fixadas a um equipamento que de um lado tinha um dispositivo servo-motor e de outro um transdutor de força com um gancho, para que assim, pudessem estimular eletricamente a fibra em diferentes comprimentos com contrações isométricas e isotônicas.

Verificou-se (Figura 1) que houve uma variação da produção de força mediante o comprimento dos sarcômeros. Os resultados do estudo demonstraram que:

- Quando a fibra está alongada a  $3,65\ \mu\text{m}$ , o sarcômero está tão distendido, a ponto de as cabeças de miosina não manterem contato com os sítios de ligação da actina, não gerando força;
- Com o comprimento de  $2,25\ \mu\text{m}$ , já ocorreu uma aproximação das linhas Z, e por tanto, diminuição do comprimento do sarcômero, a ponto de todas as cabeças de miosina estarem ligadas a sítios de ligação das actinas. Podendo gerar neste momento a força máxima;
- Com o comprimento de  $2,0\ \mu\text{m}$ , neste momento as linhas Z ainda se aproximam, a ponto de “desaparecer” a banda H, mantendo ainda a ligação de todas as cabeças de miosina com as actinas, mantendo a força máxima;
- Com comprimento de  $1,67\ \mu\text{m}$ , já começa a ocorrer a sobreposição dos filamentos de actina, e com isso queda da força, já que não são mais todos os sítios que estão ligados a miosina;
- Com comprimento de  $1,27\ \mu\text{m}$ , a sobreposição dos filamentos de actina já é tanto que começa a ocorrer a compressão da miosina, e neste momento não há mais como gerar força.

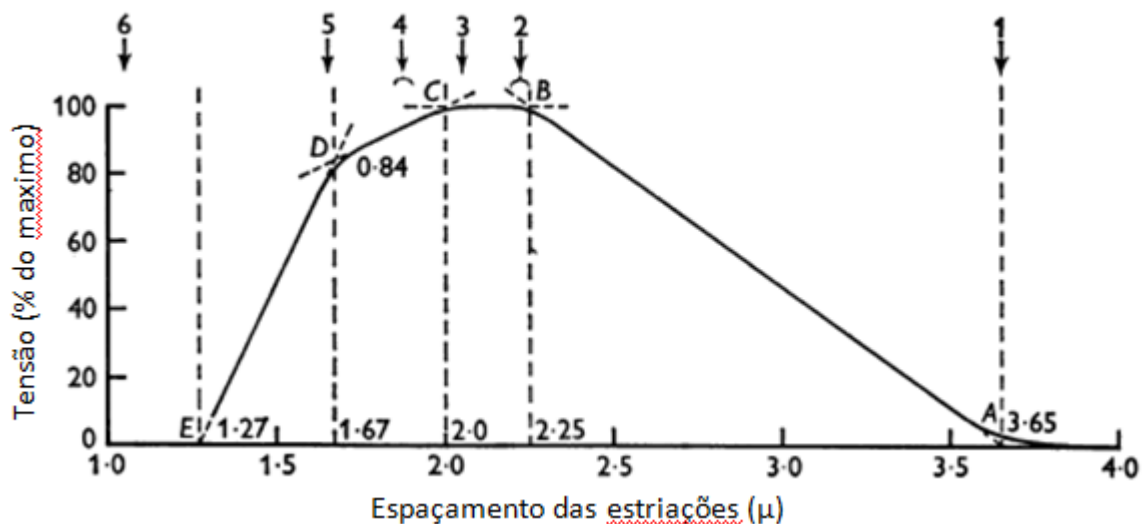


Figura 1 - Relação força x comprimento do músculo estriado de uma rã Gordon et al. (1966). (1) 3,65  $\mu\text{m}$  referente ao comprimento do filamento de miosina mais os dois filamentos de actina e a largura das duas linhas Z; (2) 2,20 – 2,25  $\mu\text{m}$  referentes ao comprimento dos dois filamentos de actina mais a largura das duas linhas Z e a largura da zona H; (3) 2,0  $\mu\text{m}$  referentes ao comprimento dos dois filamentos de actina mais a largura das duas linhas Z; (4) 1,85 – 1,90  $\mu\text{m}$  referente ao comprimento do filamento de miosina mais a largura das duas linhas Z menos a largura da zona H; (5) 1,65  $\mu\text{m}$  referente ao comprimento do filamento de miosina mais a largura das duas linhas Z; (6) 1,05  $\mu\text{m}$  referente ao comprimento do filamento de miosina menos a largura das duas linhas Z.  
Fonte: Gordon et al. (1966).

Com essas observações, os autores concluíram que há um platô de comprimento ótimo para a fibra muscular, que está entre 2,0 e 2,25  $\mu\text{m}$ , onde ela é capaz de produzir força máxima, por conseguir manter o maior número de ligações entre os filamentos. Demonstrando que o segmento descendente dessa relação pode estar associado com resultado da sobreposição entre os miofilamentos grossos e finos.



### 2.1.3.3 Relação Força-Velocidade

Segundo afirma Hamill (2012), as fibras musculares encurtam-se em uma velocidade específica ao mesmo tempo em que desenvolvem a força usada para mover um segmento ou carga externa. Os músculos criam uma força ativa que se iguala com a carga no encurtamento, e a força ativa ajusta-se continuamente com a velocidade com que o sistema contrátil se move.

Quando a carga que se espera que o músculo levante é próxima de zero, a velocidade de uma contração concêntrica é a maior de todas. À medida que a carga é aumentada, a velocidade de contração diminui até que uma carga que não pode ser levantada é atingida. Nesse ponto, a velocidade de encurtamento é zero. Esta é uma contração isométrica máxima ou de velocidade zero (SMITH, 1997).

À medida que a velocidade de encurtamento do músculo aumenta, a ciclagem de pontes transversais também aumenta, deixando menos pontes transversais ligadas de uma só vez (HAMILL, 2012).

Segundo Smith *et. al.* (1997), a diminuição de força contrátil com o aumento na velocidade de encurtamento é explicada com base no número de ligações que podem ser formadas por unidade de tempo entre os filamentos de actina e miosina. Em baixa velocidade, o número máximo de pontes cruzadas pode ser formado. Quanto mais rapidamente os filamentos de actina e miosina desligam em relação ao outro, menor o número de ligações que são formadas entre os filamentos, em uma unidade de tempo, e menor a quantidade de força que é desenvolvida.

Edman (1988) em um estudo realizado com fibras inteiras e isoladas do músculo tibial anterior de rã que foram estimuladas eletricamente confirmou a natureza hiperbólica da relação força-velocidade a cargas baixas e intermediárias, o que corrobora com estudos anteriores. Mas demonstrou que o comportamento força-velocidade sofre uma mudança quando a carga é elevada acima de 78% da força isométrica máxima. Sendo assim, os resultados sugerem que o aumento da velocidade de encurtamento da fibra leva a uma queda na quantidade de ligações das pontes cruzadas, e decorrente queda na produção de força.

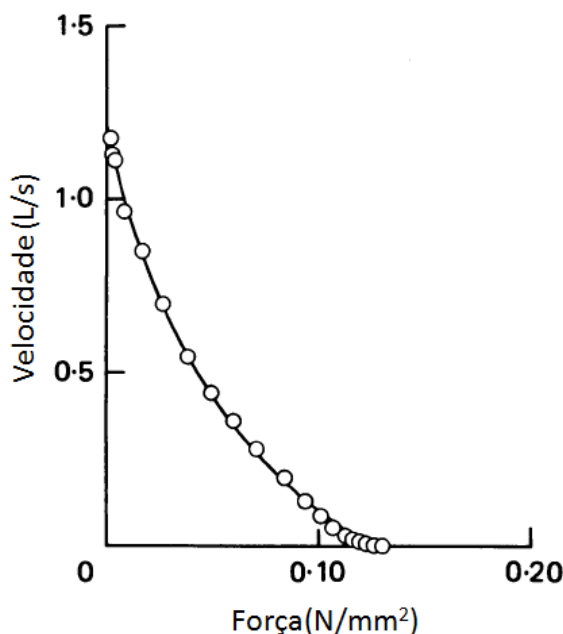


Figura 2 - Relação força x velocidade de músculo estriado de uma rã. Um dos gráficos mostrados por Edman (1988) que confirmou a natureza duplamente hiperbólica da relação força-velocidade. Fonte: Edman *et al* (1988).

A relação força-velocidade em uma ação muscular excêntrica é oposta ao que se vê no encurtamento ou ação muscular concêntrica (HAMILL, 2012). Contrações de alongamentos submáximas ocorrem em todas as velocidades possíveis na amplitude de movimento. Entretanto, quando a carga imposta é aumentada além da força que pode ser desenvolvida pela contração isométrica máxima, o músculo não é mais capaz de manter a posição e a carga é desacelerada com uma contração excêntrica máxima (SMITH, 1997).

Segundo Hamill (2012), se a carga tem 50% ou mais que o isométrico máximo, o músculo se alongará em alta velocidade. A tensão aumenta com a velocidade de alongamento na ação muscular excêntrica porque o músculo está se alongando enquanto se contrai. A curva de força-velocidade excêntrica terminará abruptamente em alguma velocidade de alongamento quando o músculo não puder mais controlar o movimento com a carga.

#### **2.1.4 FATORES NEUROLÓGICOS QUE AFETAM A POTÊNCIA FUNCIONAL DE UM MÚSCULO**

A aplicação correta da força nos movimentos aprendidos depende de uma série de padrões neuromusculares coordenados e não apenas da força dos grupos musculares recrutados para a realização dessa atividade. Esses movimentos são regulados por mecanismos de controle neural, unidos por vias existentes no sistema nervoso. O controle neural é devidamente organizado, orientado e transmitido com uma alta velocidade aos órgãos efetores, que, neste caso, são os músculos esqueléticos.

Milhares de neurônios estão localizados em cada segmento dos cornos anteriores da medula espinhal e são chamados de neurônios motores anteriores. Eles dão origem às fibras nervosas que saem da medula através das raízes ventrais e inervam diretamente as fibras musculares esqueléticas. Os neurônios são de dois tipos: neurônios motores alfa e neurônios motores gama (GUYTON, 2006).

Os neurônios motores alfa, que são os de interesse para o trabalho, dão origem a fibras nervosas grandes do tipo A alfa, essas fibra ramificam-se várias vezes após terem entrado no músculo e inervam as grandes fibras musculares. A estimulação de uma única fibra nervosa alfa excita de três a centenas de fibras musculares, e a esse conjunto dá-se o nome de unidade motora (GUYTON, 2006).

O desempenho de um movimento é conseguido pela ativação de unidades motoras numa sequência estabelecida. Essa organização de ativação de unidades motoras é chamada de "recrutamento ordenado". À medida que a força aumenta, unidades motoras adicionais são ativadas, e uma vez ativadas, permanece até a força declinar. À medida que a força é reduzida, unidades motoras são sequencialmente desativadas, em ordem reversa ao recrutamento. São ativadas poucas unidades motoras para as contrações musculares que produzem pouca força, enquanto uma força mais alta recruta progressivamente mais unidades motoras. Quanto maior o número de unidades motoras recrutadas, maior será a força gerada. Além disso, se estímulos repetitivos alcançam um músculo antes de o mesmo ter se relaxado, haverá

um aumento adicional na força total produzida (ENOKA, 2000; McARDLE, 1998; De LUCA e ERIN, 1994; MILNER-BROWN, 1973).

À medida que a força muscular aumenta, são recrutados motoneurônios com axônios progressivamente maiores. Essa função é conhecida como o “princípio do tamanho”, que proporciona uma base para o recrutamento ordenado de unidades motoras específicas, a fim de produzir uma contração muscular uniforme (HENNEMAN, 1968). Como a ordem de recrutamento é fixa, o aumento gradual nas demandas de força de uma tarefa envolve o recrutamento progressivo de unidades motoras maiores. Com base no princípio do tamanho, a unidade motora com o menor motoneurônio é ativada antes das demais. A vantagem do recrutamento ordenado é que quando um músculo recebe o comando para exercer uma força, a sequência de recrutamento de unidades motoras é predeterminada e não tem de ser especificada pelo cérebro, conseqüentemente, o comando gerado pelo cérebro não precisa incluir informações sobre quais unidades motoras deverão ser ativadas (ENOKA, 2000; McArdle, 1998; De LUCA e ERIN, 1994).

## **2.2 AVALIAÇÃO ISOCINÉTICA**

Avanços tecnológicos no desenvolvimento de dinamômetros eletromecânicos para a medida da função muscular possibilitaram mensurações mais precisas de diversos parâmetros musculares. A avaliação do desempenho muscular é de grande importância para fins diagnósticos, para corrigir preventivamente déficits específicos, avaliar resultados da intervenção e determinar se o indivíduo tem condições de retornar às suas atividades esportivas ou ocupacionais. Os dinamômetros eletromecânicos permitem a quantificação de parâmetros como capacidade de produção de torque, potência muscular, fadiga e capacidade de gerar trabalho para diversas musculaturas. A importância e popularidade do uso desses aparelhos são evidenciadas pelo grande número de referências ao uso da dinamometria na literatura. Os dados obtidos com a

utilização desses dinamômetros tem tido impacto importante na tomada de decisões clínicas (AQUINO, 2007; ANDREWS, 2005).

Dinamômetros eletromecânicos fornecem resistência ao movimento articular ao longo de uma determinada amplitude, possibilitando a avaliação de parâmetros relacionados à força muscular de forma dinâmica. A resistência oferecida pelo aparelho varia de forma a ser sempre igual à força exercida pelo indivíduo. Assim o dinamômetro impede que a velocidade do movimento exceda o valor predeterminado e faz com que essa se mantenha constante. Tal modo de teste é chamado isocinético, por isso este equipamento é comumente chamado de dinamômetro isocinético. Essa tecnologia permite que a musculatura produza força muscular máxima em todos os pontos da amplitude de movimento (tanto em contrações concêntricas quanto excêntricas), o que não pode ser obtido com testes com carga constante. Teoricamente, os valores obtidos no teste isocinético são mais realistas em relação à capacidade funcional muscular máxima. Além de ajudar a identificar diferenças na musculatura flexora e extensora de tronco podendo estas, serem cruciais para análise e controle da estabilidade como é visto para outras articulações (SILVA NETO *et al.*, 2010; AQUINO, 2007; ANDREWS, 2005; GOMÉZ *et al.*, 2005; KOLYNIK *et al.*, 2004; HAMILL, 2012; DVIR, 2002; ENOKA, 2000).

O exercício isocinético promove um tipo de ação muscular que acompanha um movimento angular constante em uma articulação. Assim que o segmento corporal avaliado atinge a velocidade angular predeterminada, a resistência no mecanismo iguala-se automaticamente à força exercida para manter constante essa velocidade, o que permite avaliar o segmento em condições dinâmicas, assim, toda força que é aplicada ao equipamento pela musculatura a ser testada, recebe uma resistência de mesma intensidade e direção, no sentido oposto, permitindo a análise do segmento em todo o arco de movimento e em sua capacidade máxima (AQUINO, 2007; ANDREWS, 2005; SMITH, 1997; DVIR, 2002).

Segundo Andrews (2005), o exercício isocinético contém três componentes principais: aceleração, desaceleração e a variação de carga. A aceleração é a porção da amplitude de movimento na qual o segmento avaliado está acelerando para atingir a

velocidade angular pré-estabelecida; a desaceleração é a porção da amplitude de movimento na qual o segmento está reduzindo a velocidade antes do encerramento dessa repetição; e a variação da carga é a porção real da amplitude de movimento na qual a velocidade angular pré-estabelecida é alcançada pelo avaliado, que passa a receber uma carga isocinética verdadeira.

Vários são os parâmetros para análise, os mais utilizados são:

- *Pico de Torque*: representa o ponto de maior torque na amplitude de movimento; o torque ou momento de força representa o resultado da força aplicada num ponto multiplicada pela distância do ponto de aplicação dessa força ao centro de rotação do eixo de movimento, ou seja,  $T = F \times d$ , medida em Newton-metro (N/m) (CÂMARA *et al.*, 2007; AQUINO *et al.*, 2007; TERRENI ET AL, 2001).
- *Trabalho*: reflete a capacidade da musculatura de gerar força ao longo de toda a amplitude de movimento, medido em Joules (J) (CÂMARA *et al.*, 2007; AQUINO *et al.*, 2007; TERRENI ET AL, 2001).
- *Potência*: é a medida do trabalho (J) dividido pelo tempo (segundos), apresentado na unidade Watts (W) (CÂMARA *et al.*, 2007; AQUINO *et al.*, 2007; TERRENI ET AL, 2001).
- *Relação de equilíbrio agonista-antagonista*: consiste na divisão do valor obtido para os agonistas, pelos antagonistas. Seja este valor relacionado ao Pico de Torque, Trabalho ou Potência. Expresso em valores percentuais (%) (CÂMARA *et al.*, 2007; AQUINO *et al.*, 2007; TERRENI ET AL, 2001).

No dinamômetro, para a avaliação de tronco, é possível avaliar os movimentos de flexo-extensão, flexão lateral e rotação. O movimento com maior utilidade e relevância de resultados é o de flexo-extensão, pois para este é possível alinhar e fixar

o indivíduo ao equipamento de forma precisa, além de ser o único dos três movimentos que ocorre de forma isolada dos outros dois (THORSTENSON; NILSON, 1982).

Em relação à interpretação dos resultados, os parâmetros musculares avaliados pela dinamometria isocinética permitem comparação intra-indivíduo, inter-indivíduos e análises de curvas. Avaliações intra-indivíduo incluem comparações de capacidade de produção de torque, trabalho e potência entre membros e dos valores de torque máximo entre musculaturas agonista/antagonista, no caso da avaliação de tronco só é possível a comparação entre musculaturas agonista/antagonista já que ele é avaliado como um todo. Comparações inter-indivíduos são feitas com dados normativos determinados para populações específicas. Os parâmetros isocinéticos têm sido usados para estabelecer dados normativos para várias musculaturas em diversas populações que podem ser utilizados para identificar indivíduos que apresentam déficits na função muscular, porém em relação ao tronco estes dados normativos ainda são escassos, o que dificulta a identificação de déficits musculares nesta região que é tão comumente acometida. Comparações com dados normativos somente são adequadas quando o equipamento utilizado, as condições de teste, as características do indivíduo (faixa etária, nível de atividade, sexo, dados clínicos) são equivalentes aos do estudo que forneceu os dados de referência. A identificação de deficiências em comparação com valores esperados pode ser utilizada para definir critérios de correção de déficits específicos. O dinamômetro isocinético fornece ainda a possibilidade de análise das curvas de torque por posição angular. As curvas permitem a avaliação da capacidade muscular em cada ponto da amplitude, possibilitando a identificação de déficits focais. Alterações específicas nessas curvas podem indicar a presença de diversas disfunções. O controle neuromuscular, ou a capacidade de manter contrações estáveis pode ser avaliado pela análise de curvas sucessivas (AQUINO *et al.*, 2007).

### 2.2.1 AVALIAÇÃO ISOCINÉTICA DE TRONCO

A avaliação do tronco requer cuidados, um alinhamento consistente e seguindo os parâmetros indicados é crucial para um escore mais confiável do teste. Quanto ao alinhamento dos eixos de movimento, há algumas controversas. Dvir (2002) sugere a colocação do eixo de movimento na linha médio-lombar, mas também cita que o nível lombossacral e também o nível da crista ilíaca (L4/L5) como localizações indicadas. Já ZAKAS (2006) e KOLYNIK (2004) relatam que o eixo do movimento deve ser mantido na altura da articulação L5-S1.

O teste é realizado na maioria das vezes na posição em pé, salvo exceções, quando o teste pode ser realizado sentado, devendo ser levado em consideração o efeito gravitacional em ambos os casos. Estudos mostraram que tanto os músculos extensores quanto os flexores de tronco exercem maiores esforços na posição em pé, se comparado com a posição sentada, e esta posição teve, contudo um efeito maior no momento dos flexores, efeito esse atribuído pelo envolvimento do músculo Iliopsoas na posição em pé (LANGRANA; LEE, 1984)

Porém ao falar de avaliação isocinética do tronco na posição em pé deve ser levado em consideração a associação dos músculos da cadeia anterior e posterior com os músculos flexores e extensores do tronco que são os em questão. Por isso é essencial estabilizar os outros segmentos do corpo, principalmente a pelve e os membros inferiores para minimizar a influência destes durante o movimento do tronco (DVIR, 2002).

A amplitude de movimento é de extrema importância e requer cuidados durante o teste para melhor proteção as articulações. A literatura é escassa sobre esse tópico. Contudo, MAYER *et al* (1985) considera relevante para o teste de tronco, na maioria dos casos, cerca de 80 a 100 graus angular para indivíduos sem dor.

Em relação à velocidade do teste, pacientes com disfunção lombar apresentam velocidades angulares reduzidas na flexão e extensão quando comparados com indivíduos sem disfunção, os quais podem ser testados com velocidades mais altas, de até 180°/s. A velocidade de 60 a 120°/s é considerada por muitos autores como a mais



segura para testes de flexão e extensão de coluna e apresentar menor erro de medida. (GÓMEZ *et al.*, 2005; KOLYNYIAK *et al.*, 2004; SILVA NETO *et al.*, 2010; SECCHI *et al.*, 2010, ZAKAS *et al.*, 2006; DVIR, 2002). Além de velocidades entre 60 e 120 °/s serem as mais indicadas para estudo do pico de torque e do trabalho total de tronco, pois quanto menor a velocidade angular maior é o torque ou o trabalho (ANDREWS, 2005; TERRENI ET AL, 2001; DELITTO *et al.*, 1991).

É relevante também o impacto que o efeito gravitacional, quando não normalizado gera nos resultados do teste isocinético de tronco. Estudos em que a contribuição da gravidade é ignorada depreciaram seriamente o momento dos músculos extensores e superestimam o dos flexores. Durante testes envolvendo movimento no plano vertical, as forças que agem sobre o sistema de alavanca são a força muscular e a força gravitacional. Portanto é aconselhável incorporar esse procedimento de forma rotineira, sempre que possível (DVIR, 2002; CYBEX NORM™). Também é necessário normalizar o peso corporal. Há evidências de que o peso corporal exerce influência sobre a magnitude dos parâmetros fornecidos pelo teste. Existem vários métodos de correção pela gravidade e normalização pelo peso corporal. No entanto, só podem ser comparadas medidas que foram calculadas de maneiras similares (CÂMARA *et al.*, 2007; AQUINO *et al.*, 2007).

## **3 MÉTODO**

### **3.1 TIPO DE PESQUISA**

O trabalho foi realizado por meio de uma pesquisa experimental, exploratória transversal de caráter observacional e descritiva.

### **3.2 LOCAL DA COLETA DE DADOS**

As coletas de dados foram realizadas no Centro de Dinamometria Isocinética da clinica de Fisioterapia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná - PUCPR, após aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da mesma instituição, pelo número do parecer: 249.771 (ANEXO 1).

### **3.3 PARTICIPANTES**

A amostra foi de conveniência e constitui-se de 111 indivíduos sedentários assintomáticos para dor lombar. Destes, 11 foram excluídos, sendo utilizados os dados de 100 participantes, 50 do sexo masculino e 50 do sexo feminino.

Este número de participantes foi escolhido por ser maior que o número de sujeitos avaliados em estudos similares encontrado na literatura (YAHIA *et al.*,2011; YAHIA *et al.*,2010;GÓMEZ *et al.*, 2005; DELITTO *et. al.*, 1991).

Como critérios de inclusão, os indivíduos apresentaram idade entre 18 e 30 anos e eram sedentários. Serão definidos na pesquisa como sedentários os não praticantes de exercício físico (musculação, aulas de ginástica em geral, caminhadas, corridas,

ciclismo, natação, esportes em geral e afins) regular, isto é, menos de duas vezes por semana. Não foram inclusos no estudo indivíduos que apresentavam alteração postural evidente, histórico de lesão osteomioarticular em região de coluna vertebral e quadril, histórico de cirurgias abdominais e de coluna, dores em região lombar, lesões e desalinhamentos de joelhos e gestantes. E foram excluídos os testes dos indivíduos que não conseguiram realizar o teste de forma contínua, ou seja, paravam de fazer força ou invertiam o sentido da força durante os testes. Isto era visto pelo travamento do equipamento durante o teste e pela descontinuidade da curva de torque gerada pelo teste do indivíduo.

Após serem previamente informados sobre as finalidades do estudo, os possíveis riscos, benefícios e os procedimentos aos quais seriam submetidos, os voluntários assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE A). Só então preenchiam uma ficha com seus dados (APÊNDICE B).

### **3.4 EQUIPAMENTOS**

Para as medidas antropométricas foram utilizadas: uma balança de plataforma da marca *Filizolae* um estadiômetro com precisão de 0,1cm. Todos os indivíduos foram medidos e pesados descalços.

Para o aquecimento global prévio à avaliação, foi utilizado um cicloergometro da marca *Movement*.

Para a avaliação de força foi utilizado o dinamômetro isocinético da marca *Cybex Medical®*, modelo *Cybex Norm 7000™* com utilização do seu módulo de tronco. E os dados da avaliação da força, já foram disponibilizados pelo computador acoplado ao dinamômetro ao fim da avaliação.

### 3.5 PROTOCOLOS DE AVALIAÇÃO

Cada participante foi submetido a um protocolo de avaliação no módulo de tronco do dinamômetro, realizado apenas uma única vez em cada participante.

Previamente à avaliação, os indivíduos foram pesados e medidos e realizaram um aquecimento global prévio de 5 minutos em um cicloergômetro sem carga.

Os participantes, então, eram posicionados no dinamômetro, de acordo com o guia de normas técnicas do aparelho (Cybex®, modelo NORM 7000), no módulo específico para análise de força de tronco, e mantinham-se na mesma posição durante todo o teste. Os sujeitos foram posicionados em pé, joelhos semifletidos limitado posteriormente na linha da fossa poplíteia e anteriormente acima e abaixo da patela, o eixo de movimento do dinamômetro posicionado na altura na linha entre L4/L5, um cinto de fixação na altura do quadril, fixação também na região da cintura escapular associado a um cinto acima dos mamilos com apoio para as mãos, deixando livre apenas o movimento de flexão e extensão do tronco, (figura 3). Logo após a adequada fixação do indivíduo ao equipamento, o tronco foi pesado pelo equipamento na posição de 45 graus de flexão (figura 4), e este valor era descontado do peso corporal na obtenção dos resultados. O posicionamento e a fixação de todos os sujeitos foram realizados pela pesquisadora para evitar viés.



Figura 3 - Posicionamento inicial e fixação no módulo de tronco (vista anterior e lateral)  
Fonte: O autor



Figura 4 - Amplitude de 45 graus de flexão de tronco para pesagem do segmento (vista anterior e lateral)  
Fonte: O autor

O protocolo de avaliação foi composto por uma sequência que testou duas formas de contração muscular, para a musculatura flexora e extensora de tronco, com um intervalo de três minutos entre cada forma de contração. Durante o intervalo os sujeitos mantinham-se em repouso, posicionados e fixados no equipamento.

Era realizada primeiramente a avaliação isocinética concêntrica (modo concêntrico/concêntrico). Após o período de descanso, era realizada a avaliação isocinética excêntrica (modo excêntrico/excêntrico), ambas com os parâmetros descritos a seguir. Para o movimento de flexão e extensão de tronco, partindo de 10 graus de extensão até 70 graus de flexão, com cinco repetições na velocidade angular de 60°/s. Foi demonstrado previamente que o uso de velocidades angulares mais baixas (60 a 120°/s) para avaliação do tronco corresponde a um menor erro de medida e também se recomenda usar essa velocidade angular por ser próxima de uma série de atividades diárias (KOLYNIK *et al.*, 2004; SILVA NETO *et al.*, 2010; SECCHI *et al.*, 2010). A amplitude de movimento que ocorre durante o movimento ativo de flexão e extensão de tronco é composto pela soma dos movimentos de todos os níveis articulares da coluna lombar juntamente com o movimento de quadril. A amplitude máxima de movimento da coluna lombar é de 59° de flexão e 37° de extensão (VAN HERP *et al.*, 2000). Já o quadril tem uma amplitude de movimento máxima de 125° de flexão e 15° de extensão (GODGES *et al.*, 1989). Adotou-se a amplitude de movimento de 70° de flexão de tronco, intervalo que garante que a máxima amplitude de flexão de tronco seja realizada pelos indivíduos e 10° de extensão pela própria restrição mecânica imposta pelo equipamento. Observa-se que esta amplitude total de movimento é a mais frequentemente vista na literatura para avaliação isocinética de tronco (SILVA NETO *et al.*, 2010; GÓMEZ *et al.*, 2005).

No decorrer dos testes, todos os avaliados receberam sempre o mesmo estímulo verbal para desenvolver força máxima a cada repetição, aplicado pela mesma pesquisadora.

O parâmetro selecionado para a avaliação do desempenho muscular foi o pico de torque em Newton/metros (N/m).

Previamente a cada modo de avaliação, os avaliados foram submetidos a uma familiarização com o equipamento e com o modo de contração. Realizado nas mesmas angulações de movimento e velocidades angulares dos seus respectivos testes, porém em uma intensidade submáxima (ZAKAS *et al.*, 2006). O protocolo de familiarização era composto de três repetições em contração concêntrica 30 segundos antes do teste concêntrico e de três repetições em contração excêntrica 30 segundos antes do teste excêntrico.

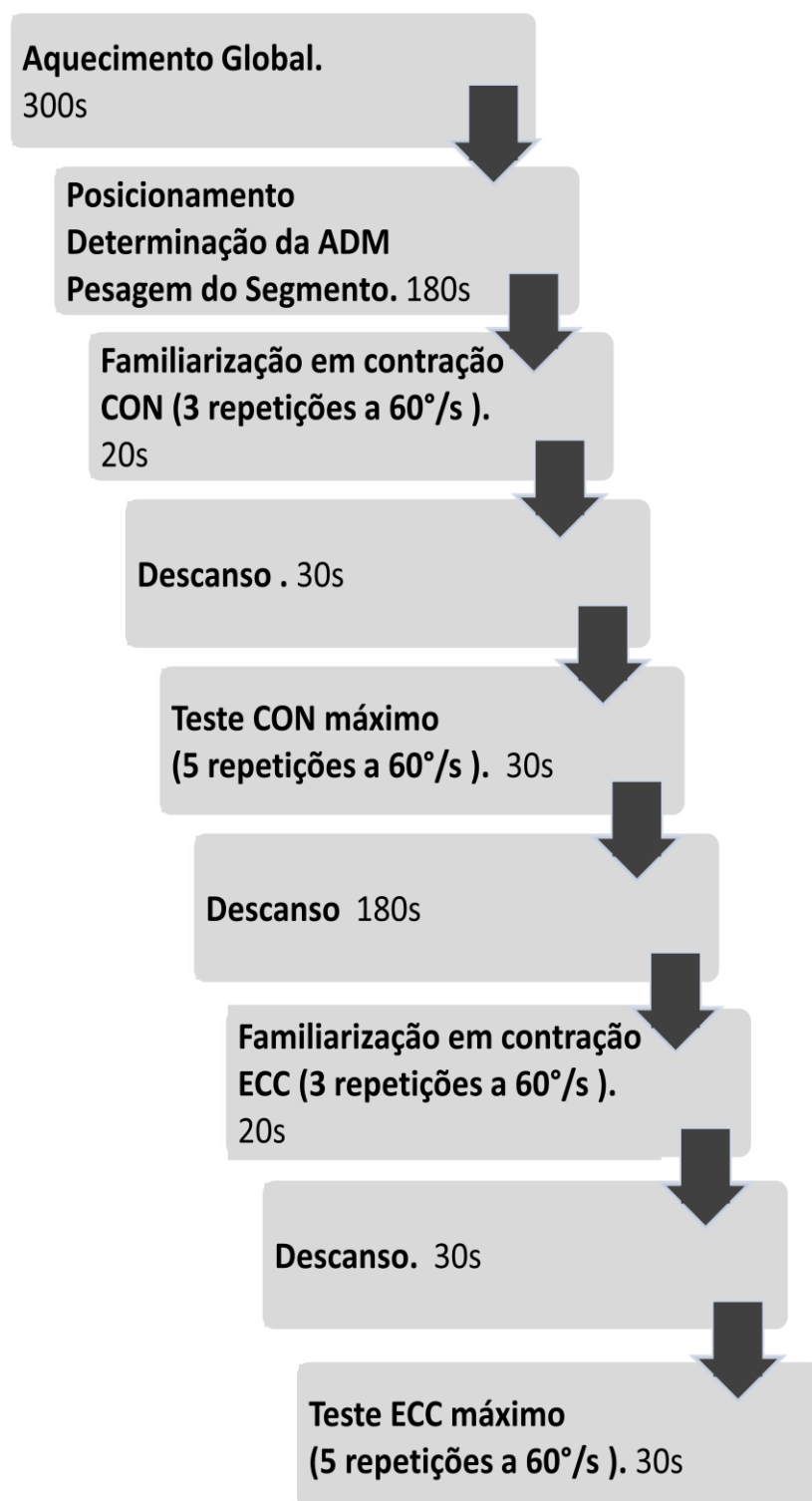


Figura 5 - Esquema com a descrição dos procedimentos metodológicos da avaliação isocinética, com tempo de duração aproximado de cada etapa. ADM – Amplitude de movimento, CON – Contração concêntrica, ECC – Contração excêntrica.

Fonte: O autor.



### 3.6 ANÁLISE DOS DADOS

Os dados foram analisados no pacote estatístico SPSS versão 20.0 com significância estatística estipulada em 5%.

Os resultados obtidos foram descritos por médias, medianas, valores mínimos, valores máximos e desvios padrões. Para a avaliação da associação entre variáveis quantitativas foi estimado o coeficiente de correlação de Pearson. Para as comparações entre grupos em relação a variáveis quantitativas foi considerado o teste t de Student para amostras independentes. Para as comparações intra-grupos em relação a variáveis quantitativas foi considerado o teste t de Student para amostras pareadas. E para a comparações entre grupos em relação a variáveis quantitativas mantendo outra variável quantitativa como covariável adotou-se o modelo de ANCOVA (análise de covariância).

## 4 RESULTADOS

### 4.1 DADOS DEMOGRÁFICOS E CARACTERÍSTICAS ANTROPOMÉTRICAS

Foram avaliados 100 indivíduos que atendiam os critérios de seleção.

Estes apresentaram média de idade de  $22,2 \pm 3,3$  anos e índice de massa corporal (IMC) de  $24,4 \pm 4,0$  kg/m<sup>2</sup>. Sendo metade do sexo masculino e metade do sexo feminino.

A descrição da idade e do IMC dos grupos definidos pelo sexo é apresentada na Tabela 1. Onde não foram encontradas diferenças significativas entre os sexos em relação a essas variáveis.

Tabela 1 - Comparação de Idade e IMC entre os sexos

Variável	Sexo	Média ± Desvio Padrão	Valor de <i>p</i>
<b>Idade</b>	Masculino	22,74 ± 3,70	0,116
	Feminino	21,68 ± 2,93	
<b>IMC</b>	Masculino	24,95 ± 4,12	0,196
	Feminino	23,90 ± 3,93	

Teste t de Student para amostras independentes,  $p < 0,05$

## 4.2 AVALIAÇÃO DA CORRELAÇÃO ENTRE IMC E AS VARIÁVEIS ISOCINÉTICAS

As correlações entre o IMC e as variáveis analisadas através da dinamometria isocinética estão descritas na tabela 2.

Tabela 2 - Correlação entre IMC e as variáveis isocinéticas

Variável	Coeficiente de Correlação	Valor de <i>p</i>
<b>IMC X PT CON Flexão</b>	0,408	0,000
<b>IMC X Ângulo PT CON Flexão</b>	0,072	0,477
<b>IMC X PT CON Extensão</b>	0,261	0,009
<b>IMC X Ângulo PT CON Extensão</b>	-0,008	0,935
<b>IMC X Relação Flex/Ext com</b>	0,119	0,239
<b>IMC X PT ECC Flexão</b>	0,379	0,000
<b>IMC X Ângulo PT ECC Flexão</b>	-0,322	0,001
<b>IMC X PT ECC Extensão</b>	0,311	0,002
<b>IMC X Ângulo PT ECC Extensão</b>	0,067	0,508
<b>IMC X Relação Flex/Ext ECC</b>	0,001	0,991

Significância do coeficiente de correlação de Pearson,  $p < 0,05$ .

Embora não tenham sido encontradas diferença significativa entre o IMC quando este é estratificado por sexo (Tabela 1). A tabela 2 mostra que o IMC apresenta forte e significativa correlação com as variáveis isocinéticas: Pico de torque concêntrico de flexão de tronco (PT CON Flexão); Pico de torque concêntrico de extensão de tronco (PT CON Extensão); Pico de torque excêntrico de flexão de tronco (PT ECC Flexão); Ângulo do pico de torque excêntrico de flexores de tronco (Ângulo PT ECC Flexão) e Pico de torque excêntrico de extensão de tronco (PT ECC Extensão). Não

apresentando correlação significativa com as variáveis: Ângulo do pico de torque concêntrico de flexores de tronco (Ângulo PT CON Flexão); Ângulo do pico de torque concêntrico de extensores de tronco (Ângulo PT CON Extensão); Relação concêntrica entre extensores e flexores de tronco (Relação Flex/Ext CON); Ângulo do pico de torque excêntrico de extensores de tronco (Ângulo PT ECC Extensão); Relação excêntrica entre extensores e flexores de tronco (Relação Flex/Ext ECC).

Já que 50% dos dados isocinéticos apresentam significativa correlação com o IMC optou-se por realizar a análise dos dados isocinéticos estratificados por sexo ajustando-se para IMC. Para tanto adotou-se o modelo de ANCOVA (análise de covariância) incluindo-se o IMC como covariável.

### 4.3 COMPARAÇÃO ENTRE AS VARIÁVEIS ISOCINÉTICAS CONCÊNTRICAS QUANDO ESTRATIFICADAS POR SEXO

Tabela 3 - Estatísticas descritivas de cada variável isocinética concêntrica e os valores de  $p$  dos testes estatísticos

Variável	Sexo	N	Média $\pm$ Desvio Padrão	Mediana (Mínimo - Máximo)	Valor de $p$
<b>PT CON Flexão</b>	M	50	168,72 $\pm$ 26,58	166,5 (110 - 229)	0,000
	F	50	110,38 $\pm$ 22,75	108,5 (71 - 170)	
	Total	100	139,55 $\pm$ 38,28	137,0 (71 - 229)	
<b>Ângulo PT CON Flexão</b>	M	50	55,22 $\pm$ 8,37	58,5 (32 - 65)	0,103
	F	50	57,42 $\pm$ 5,65	58,0 (46 - 65)	
	Total	100	56,32 $\pm$ 7,19	58,0 (32 - 65)	
<b>PT CON Extensão</b>	M	50	210,26 $\pm$ 37,99	207,0 (141 - 300)	0,000
	F	50	123,06 $\pm$ 30,63	117,0 (81 - 250)	
	Total	100	166,66 $\pm$ 55,66	161,5 (81 - 300)	
<b>Ângulo PT CON Extensão</b>	M	50	41,54 $\pm$ 6,45	42,5 (27 - 52)	0,044
	F	50	38,26 $\pm$ 9,46	39,0 (5 - 53)	
	Total	100	39,90 $\pm$ 8,22	41,0 (5 - 53)	
<b>Relação Flex/Ext CON</b>	M	50	81,42 $\pm$ 12,14	81,0 (54 - 114)	0,002
	F	50	92,74 $\pm$ 23,31	84,5 (66 - 172)	
	Total	100	87,08 $\pm$ 19,35	84,0 (54 - 172)	

Significância do modelo ANCOVA,  $p < 0,05$

Os resultados da tabela 3 mostram que para as variáveis de pico de torque concêntrico, tanto para a musculatura flexora quanto para a musculatura extensora de tronco, houve diferença significativa comparando-se os sexos. Mostrando média de pico

de torque concêntrico de flexores 34,58% mais alta para os homens e a dos de extensores de 41,48% mais alta também para homens.

As variáveis: relação concêntrica entre extensores e flexores de tronco e ângulo do pico de torque concêntrico de extensão de tronco, também apresentaram diferenças entre os sexos, sendo que a primeira apresentou média 12,21% maior para as mulheres e a segunda 7,9% mais alta (ocorrendo com o tronco mais flexionado) para os homens. Já a variável ângulo do pico de torque concêntrico de flexores de tronco não apresentou valores de médias significativamente diferentes entre os sexos.

#### 4.4 COMPARAÇÃO ENTRE AS VARIÁVEIS ISOCINÉTICAS EXCÊNTRICAS QUANDO ESTRATIFICADAS POR SEXO

Tabela 4 - Estatísticas descritivas de cada variável isocinética excêntrica e os valores de  $p$  dos testes estatísticos

Variável	Sexo	N	Média $\pm$ Desvio Padrão	Mediana (Mínimo - Máximo)	Valor de $p$
<b>PT ECC Flexão</b>	M	50	227,64 $\pm$ 33,35	230,5 (165 - 297)	0,000
	F	50	150,04 $\pm$ 24,14	149,0 (99 - 210)	
	Total	100	188,84 $\pm$ 48,57	180,0 (99 - 297)	
<b>Ângulo PT ECC Flexão</b>	M	50	51,24 $\pm$ 6,10	53,0 (30 - 61)	0,005
	F	50	54,88 $\pm$ 5,40	56,0 (39 - 65)	
	Total	100	53,06 $\pm$ 6,02	54,0 (30 - 65)	
<b>PT ECC Extensão</b>	M	50	283,24 $\pm$ 57,49	287,0 (179 - 397)	0,000
	F	50	159,14 $\pm$ 30,68	155,5 (108 - 220)	
	Total	100	221,19 $\pm$ 77,40	209,0 (108 - 397)	
<b>Ângulo PT ECC Extensão</b>	M	50	37,58 $\pm$ 12,60	36,0 (14 - 62)	0,023
	F	50	30,26 $\pm$ 17,53	29,0 (5 - 67)	
	Total	100	33,92 $\pm$ 15,63	33,0 (5 - 67)	
<b>Relação Flex/Ext ECC</b>	M	50	82,26 $\pm$ 12,98	82,0 (58 - 121)	0,000
	F	50	96,54 $\pm$ 18,78	92,0 (65 - 142)	
	Total	100	89,40 $\pm$ 17,59	87,5 (58 - 142)	

Significância do modelo ANCOVA,  $p < 0,05$ .

Assim como nos resultados das variáveis isocinéticas concêntricas (Tabela 3), os resultados da tabela 4, das análises das variáveis excêntricas de pico de torque, também mostraram que, tanto para a musculatura flexora quanto para a musculatura

extensora de tronco, houve diferença significativa comparando-se os sexos. Mostrando médias de pico de torque mais altas para o sexo masculino. Com diferença de 34,09% para flexores e de 43,82% para extensores.

As médias dos ângulos também apresentaram diferença significativa entre os sexos. Sendo que o ângulo do pico de torque excêntrico de flexores de tronco mostrou-se 6,64% mais altos (ocorrendo com o tronco mais flexionado) nas mulheres. Enquanto o ângulo do pico de torque excêntrico de extensão de tronco apresentou-se 19,48% mais alto (ocorrendo com o tronco mais flexionado) nos homens.

A relação excêntrica entre extensores e flexores de tronco apresentou uma diferença significativa de 14,8% entre as médias dos sexos. Tendo o sexo feminino apresentado valor de média superior.



#### 4.5 COMPARAÇÃO E AVALIAÇÃO DA CORRELAÇÃO ENTRE PICO DE TORQUE CONCÊNTRICO E EXCÊNTRICO DA AMOSTRA TOTAL E ESTRATIFICADAS POR SEXO

Tabela 5 - Comparação entre pico de torque concêntrico e excêntrico

Variável	Sexo	N	Média ± Desvio Padrão	Valor de $p$
<b>PT CON Flexão x PT ECC Flexão</b>	M	50	168,72 ± 26,58	0,000
			227,64 ± 33,35	
	F	50	110,38 ± 22,75	0,000
			150,04 ± 24,14	
	Total	100	139,55 ± 38,28	0,000
			188,84 ± 48,57	
<b>PT CON Extensão x PT ECC Extensão</b>	M	50	210,26 ± 37,99	0,000
			283,24 ± 57,49	
	F	50	123,06 ± 30,63	0,000
			159,14 ± 30,68	
	Total	100	166,66 ± 55,66	0,000
			221,19 ± 77,40	

Teste t de Student para amostras dependentes,  $p < 0,05$ .

Os resultados da tabela 5 mostram que houve diferença significativa quando comparados os valores de pico de torque concêntrico com os valores do pico de torque excêntrico, para flexores e extensores de tronco. A média de pico de torque excêntrico apresentou-se mais alta que a concêntrica para a amostra total, com 26,1% de diferença entre eles para a musculatura flexora e 24,65% para a musculatura extensora. Quando a amostra foi testada separada por sexos, média de pico de torque

excêntrico também se apresentou mais alta que a concêntrica em ambos os sexos. Com diferença de 25,88% para a musculatura flexora e 25,76% para a musculatura extensora no sexo masculino. E no sexo feminino, 26,43% de diferença para a musculatura flexora e 22,67% para a musculatura extensora.

Tabela 6 - Avaliação da correlação entre pico de torque concêntrico e excêntrico

Variável	Sexo	N	Coefficiente de Correlação	Valor de $p$
<b>PT CON Flexão x PT ECC Flexão</b>	M	50	0,670	0,000
	F	50	0,524	0,000
	Total	100	0,850	0,000
<b>PT CON Extensão x PT ECC Extensão</b>	M	50	0,537	0,000
	F	50	0,482	0,000
	Total	100	0,821	0,000

Significância do coeficiente de correlação de Pearson,  $p < 0,05$ .

Os resultados da tabela 6 mostram forte e significativa correlação positiva entre os valores de pico de torque concêntrico e excêntrico de flexores e também para os valores de pico de torque concêntrico e excêntrico de extensores de tronco. Tanto para a amostra total, quanto para cada um dos sexos.

Observa-se então que os valores de pico de torque concêntrico e excêntrico dos indivíduos são diretamente proporcionais e correlatos, embora apresentem valores de médias significativamente diferentes, como mostra a Tabela 5. Verificando assim que estas variáveis mantêm um aumento ou diminuição diretamente proporcional, com diferença significativa entre os valores concêntricos e excêntricos.

## 4.6 SÍNTESE DOS RESULTADOS

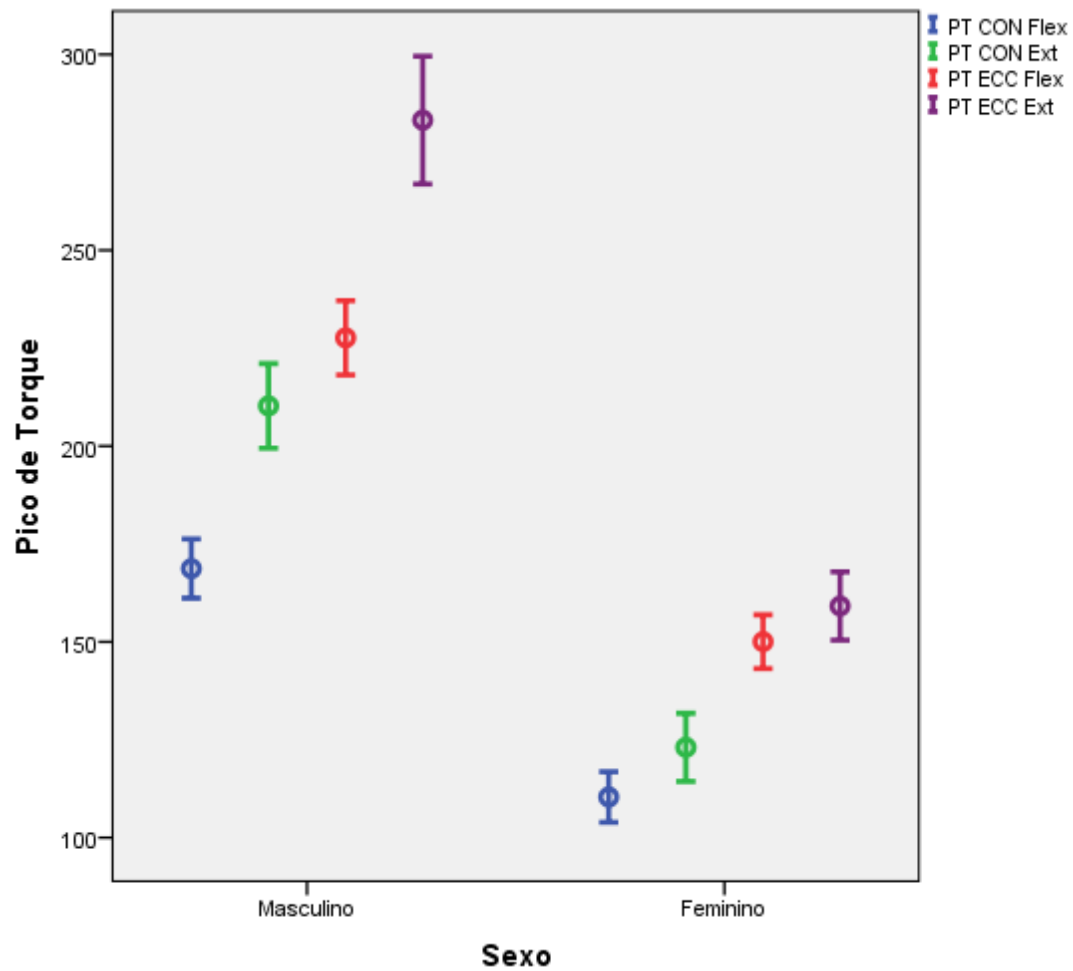


Figura 6 - Comparação entre as variáveis de pico de torque estratificadas por sexo. O gráfico mostra os valores de média e desvio padrão das variáveis de pico de torque separadas por sexo.

A figura 6 mostra claramente, todos os resultados de pico de torque apresentados nas tabelas anteriores. Observam-se valores maiores de pico de torque para o sexo masculino quando comparado ao feminino tanto em contração concêntrica como em excêntrica na musculatura flexora e extensora. Evidencia também maiores valores de pico de torque da musculatura extensora e flexora quando testada em contração excêntrica, bem como a positiva correlação entre os valores concêntricos e excêntricos dentro de cada grupo.

## 5 DISCUSSÃO

É crescente a quantidade de pesquisas relacionadas à busca de métodos de tratamento, prevenção e diagnóstico de disfunções lombares. Boa parte destes estudos tem analisado a relação da força muscular do tronco com a dor lombar. E sabe-se que a musculatura exerce papel fundamental quando solicitada a agir contra desequilíbrios impostos sobre a coluna. Estudos e revisões que relacionam força e equilíbrio muscular como fatores primordiais para a estabilidade lombar (SILVA NETO *et al.*, 2010; OLIVEIRA *et al.*, 2009; GOUVEIA e GOUVEIA, 2008; FREITAS; GREVE, 2008; KOLYNIK *et al.*, 2004).

A avaliação de força muscular é de grande importância para fins de pesquisas e utilização clínica. Neste contexto, há uma tendência crescente na utilização do equipamento de dinamometria isocinética para este fim.

Embora exista o grande benefício e a necessidade da utilização da dinamometria isocinética de tronco para avaliação de parâmetros de força da musculatura flexora e extensora de tronco, a escassez na literatura, de dados normativos de parâmetros de força para esta musculatura de indivíduos assintomáticos gera dificuldade em avaliar parâmetros musculares em indivíduos com disfunções lombares. Isto gera a necessidade da busca e discussão de valores médios de parâmetros de força da muscular isocinética de tronco de indivíduos hígidos.

### 5.1 VALORES DE PICO DE TORQUE ISOCINÉTICO CONCÊNTRICO E EXCÊNTRICO

Os nossos resultados mostram média de pico de torque, em contração concêntrica de: 168,72 N/m para a musculatura flexora e de 210,26 N/m a musculatura extensora de homens e 110,38 N/m para a musculatura flexora e de 123,06 N/m a musculatura extensora de mulheres. Mostrando diferença de 34,58% para musculatura

flexora, com maior pico para os homens e de 41,48% para a musculatura extensora, também para o sexo masculino.

Em contração excêntrica, nossos resultados mostram média de pico de torque de: 227,64 N/m para a musculatura flexora e de 283,24 N/m a musculatura extensora de homens e 150,04 N/m para a musculatura flexora e de 159,14 N/m a musculatura extensora de mulheres.

Assim como nos resultados das variáveis isocinéticas concêntricas, os resultados das análises das variáveis excêntricas de pico de torque, também mostraram que, tanto para a musculatura flexora quanto para a musculatura extensora de tronco, houve diferença significativa comparando-se os sexos, com médias de pico de torque mais altas para o sexo masculino e diferença de 34,09% para flexores e de 43,82% para extensores.

Smith *et al.*(1985) mostra valores de pico de torque isocinético concêntrico obtidos ao avaliar 63 indivíduos de cada sexo em 60°/s de velocidade angular com ADM de 0 a 80 graus. Para os homens foi encontrada a média de 94 N/m para a musculatura flexora e 121 N/m para a extensora. Para as mulheres encontrou-se média de 68 N/m para a musculatura flexora e 92 N/m para a musculatura extensora. Não era citada a amplitude de movimento, nem a idade dos sujeitos da pesquisa.

Delitto *et al.* (1991), avaliaram indivíduos de ambos os sexos, 29 homens e 32 mulheres assintomáticos com idade média de 40 anos. Nesse estudo, foram realizados três testes em velocidade angular de 60°/s em modo concêntrico, com intervalo de uma semana entre o primeiro e o segundo e duas semanas entre o segundo e o terceiro. Os dados apresentados são fruto da média das três avaliações. Foi encontrada média de pico de torque de 58 N/m para musculatura flexora de mulheres e 82 N/m para a musculatura extensora. Já para os homens foram encontrados valores de 81 N/m para a musculatura flexora e 111 N/m para a extensora.

O nosso estudo mostra valores de médias de pico de torque mais altas do que as dos dois trabalhos citados anteriormente. A precisa comparação destes valores entre os trabalhos é dificultada pela ausência de dados de amplitude de movimento e da faixa etária dos indivíduos no estudo de Smith e no caso do estudo de Dellito, a faixa etária

era superior. Porém, mesmo assim pode-se observar que os achados atuais corroboram com os anteriores no quesito, maior média de força para extensores se comparado a flexores e maiores médias pico de torque no sexo masculino.

Gómez *et al.* (2005) no México, avaliaram isocineticamente, em contração concêntrica, 73 indivíduos, sendo 38 do sexo feminino e 35 do sexo masculino. Com idade entre 20 e 39 anos, velocidade angular do teste de 60°/s e a amplitude de movimento de 70 graus de flexão e 10 graus de extensão, mesmos parâmetros utilizados no teste atual. Encontraram média de pico de torque de 204 N/m para musculatura flexora e 235 N/m para a musculatura extensora de mulheres. Já para os homens foram encontrados valores médios de 284 N/m para a musculatura flexora 360 N/m para a extensora.

Nosso estudo apresenta médias mais baixas do que o de Gómez *et al.* (2005), mas o estudo de Gómez não especifica se os indivíduos praticam ou não atividade física. O que justificaria estes valores mais elevados do que os encontrados no estudo atual. Com tudo, as pesquisas concordam entre si quando mostram médias mais altas para a musculatura extensora, quando comparada com a flexora e valores mais altos para os homens quando comparados às mulheres.

Yahia *et al.* (2010), realizaram um estudo comparativo entre força de indivíduos com e sem dor lombar. Foram avaliados 68 indivíduos de ambos os sexos. Destes, 40 não apresentavam dor lombar enquanto os outros 28 apresentavam sintomas de dor ciática crônica. Foi realizado um teste concêntrico, com velocidade angular de 60°/s em amplitude de movimento foi de 70 graus de flexão e zero grau para extensão. Os indivíduos assintomáticos apresentaram média de pico de torque de flexão de 177,44 N/m e de 192,73 N/m de extensão.

Ainda Yahia *et al.* (2011), realizaram outro estudo para avaliar o perfil postural e de força de tronco e membros inferiores em indivíduos com lombalgia crônica. Para tanto, também realizaram avaliações em um grupo controle formado por 30 sujeitos de ambos os sexos, sendo predominantemente mulheres, com idade média de 39 anos. Um dos testes realizados foi o isocinético concêntrico de tronco com velocidade angular de 60°/s em amplitude de movimento foi de 70 graus de flexão e zero grau para

extensão. Mostrando média de pico de torque de flexão de 122,5 N/m e de 144,8 N/m de extensão.

Os resultados do nosso estudo apresentam média de pico de torque concêntrico de 139,55 N/m para a musculatura flexora e 166,66 N/m para a musculatura extensora, quando analisada a amostra em sua totalidade. Assemelham-se, assim aos resultados de Yahia, em seus dois estudos, mesmo apresentando diferença na idade dos indivíduos.

Não foram encontrados na literatura estudos que apresentassem valores de pico de torque excêntrico de tronco que pudessem ser comparados com os do nosso trabalho.

## **5.2 PICO DE TORQUE CONCÊNTRICO VERSUS EXCÊNTRICO**

Segundo Dvir (2002), a questão do momento excêntrico *versus* o momento concêntrico dos músculos do tronco tem recebido pouca atenção. A dificuldade na comparação de valores concêntricos e excêntricos desta musculatura é devido à escassez de pesquisas para avaliação da força excêntrica da musculatura do tronco.

Os nossos resultados evidenciam diferença significativa quando comparados os valores de pico de torque concêntrico e excêntrico, para flexores e extensores de tronco. A média de pico de torque excêntrico apresentou-se mais alta. Com 26,1% de diferença da concêntrica para a musculatura flexora e 24,65% para a musculatura extensora, isto quando avaliada a conjuntamente a totalidade dos sujeitos. Quando a amostra foi testada separada por sexos, a média de pico de torque excêntrico também se apresentou mais alta em ambos os sexos. Com diferença de 25,88% para a musculatura flexora e 25,76% para a musculatura extensora no sexo masculino. E no sexo feminino, 26,43% de diferença para a musculatura flexora e 22,67% para a musculatura extensora.

Os dados também mostraram forte e significativa correlação positiva entre os valores de pico de torque concêntrico e excêntrico de flexores e também para os valores de pico de torque concêntrico e excêntrico de extensores de tronco. Tanto para a amostra total, quanto para cada sexo.

Observa-se então que os valores de pico de torque concêntrico e excêntrico dos indivíduos são diretamente proporcionais e correlatos, embora apresentem valores de médias significativamente diferentes, sendo que o excêntrico sempre apresenta valores mais elevados, verifica-se assim que estas variáveis mantêm um aumento ou diminuição diretamente proporcional, mantendo diferença significativa entre os valores concêntricos e excêntricos.

### **5.3 MOMENTO ANGULAR DE PICO DE TORQUE**

No nosso estudo, também foi analisado o ângulo do arco de movimento em que ocorria o pico de torque do movimento de flexão e do movimento de extensão em contração concêntrica e excêntrica. Os resultados, como os outros, são expressos em média separados por sexo e também na totalidade dos indivíduos.

Em contração concêntrica, o pico de torque da musculatura flexora deu-se em uma angulação média de 56,32 graus de flexão de tronco, quando avaliados os 100 indivíduos juntos. Para os homens o pico de torque desta musculatura ocorreu em 55,22 graus e para mulheres em 57,42 graus de flexão de tronco.

Para a musculatura extensora, avaliada em contração concêntrica, a média angular que ocorreu o pico de torque foi de 39,9 graus de flexão de tronco quando avaliados os 100 indivíduos juntos. Para os homens o pico de torque desta musculatura ocorreu em 41,54 graus e para mulheres em 38,26 graus de flexão de tronco.

Em contração excêntrica, o pico de torque da musculatura flexora deu-se em uma angulação média de 53,06 graus de flexão de tronco, quando avaliados os 100



indivíduos juntos. Para os homens o pico de torque desta musculatura ocorreu em 51,24 graus e para mulheres em 54,88 graus de flexão de tronco.

Para a musculatura extensora, avaliada em contração excêntrica, a média angular em que ocorreu o pico de torque foi de 33,92 graus de flexão de tronco quando avaliados os 100 indivíduos juntos. Para os homens o pico de torque desta musculatura ocorreu em 37,58 graus e para mulheres em 30,26 graus de flexão de tronco.

Os resultados do nosso estudo assemelham-se com os achados da pesquisa de Gómez *et. al* (2005), que obteve, utilizando a mesma velocidade angular e mesma amplitude de movimento para o teste em uma população semelhante. Valores angulares médios de pico de torque em contração concêntrica da musculatura flexora de 57,86 graus de flexão de tronco, para os homens e em 57,76 graus de flexão de tronco para mulheres. Para a musculatura extensora, a média angular que ocorreu o pico de torque foi de 55,63 graus de flexão de tronco para os homens e 60,68 para as mulheres.

Não foram encontrados valores angulares referentes ao pico de torque de tronco para contração excêntrica.

Já era esperado que a média angular de pico de torque mantivesse-se em torno dos 45 graus de flexão de tronco no nosso estudo, visto que o arco de movimento que o indivíduo realizava era de 80 graus. Partindo de 10 graus de extensão até 70 graus de flexão. Este valor é esperado, pela existência da relação força/comprimento muscular conforme evidenciado na revisão de literatura deste trabalho, onde se observa a existência de um ponto ótimo de comprimento muscular no arco de movimento, e este é o ponto de maior ligação de actinas às miosinas, sendo o momento de maior geração de força, ocorrendo próximo a metade da amplitude de movimento articular, posição em que o músculo não está nem tão alongado e nem tão encurtado (GORDON *et. al*, 1966).

## 5.4 RELAÇÕES MUSCULAR FLEXORES/EXTENSORES DE TRONCO

Um desequilíbrio na força muscular do tronco, ou seja, diminuição da força muscular dos extensores em relação à força dos flexores pode ser um fator de risco para dor lombar, segundo estudo prospectivo de cinco anos realizados por Lee *et al.* (1999). Quantificar o equilíbrio agonista/antagonista, ou seja, a relação muscular flexores/extensores, não só no tronco, mas em todas as outras articulações, ajuda no direcionamento do tratamento, prevenção de lesões e no momento da alta do paciente.

A pesquisa realizada por Smith e 1985 disponível em Dvir, 2002 que avaliou em 60°/s de velocidade angular em modo concêntrico, 63 indivíduos de cada sexo. Obteve valor médio da relação muscular flexores/extensores do pico de torque de tronco de 0,78 para homens e 0,74 para mulheres.

Delitto *et al.* (1991), avaliaram 29 homens e 32 mulheres assintomáticos com idade média de 40 anos, em velocidade angular de 60°/s em modo concêntrico. Encontrou valor médio de 0,73 para homens e 0,71 para mulheres.

Gómez *et al.* (2005) no México, ao avaliar isocineticamente 73 indivíduos, sendo 38 do sexo feminino e 35 do sexo masculino. Com idade entre 20 e 39 anos, velocidade angular do teste de 60°/sem modo concêntrico e a amplitude de movimento de 70 graus de flexão e 10 graus de extensão, mesmos parâmetros utilizados no teste atual. E seus achados apresentaram valor médio da relação muscular flexores/extensores do pico de torque de tronco de 0,79 para homens e 0,87 para mulheres.

Yahia *et al.* (2010), ao avaliarem isocineticamente em modo concêntrico, 40 indivíduos de ambos os sexos, assintomáticos para dor lombar, com velocidade angular de 60°/s em amplitude de movimento foi de 70 graus de flexão e 0 grau para extensão. Encontrou valor médio da relação muscular flexores/extensores do pico de torque de tronco de 0,92. O que significa que os extensores são mais fortes que os flexores.

Tomando como base os estudos citados, pode-se dizer então, que a relação muscular flexores/extensores do pico de torque de tronco mantém-se entre 0,71 e 0,92 para indivíduos hígidos.

Nossos resultados concordam com os achados dos estudos anteriores. Mostrando valor médio da relação muscular flexores/extensores do pico de torque concêntrico de tronco de 0,81 para homens e 0,92 para mulheres.

Podendo-se entender que valores entre estes indicam equilíbrio muscular. Portanto relações abaixo ou acima representam indícios de desequilíbrio muscular.

Avaliamos também os valores médios da relação muscular flexores/extensores do pico de torque excêntrico de tronco. Que apresentou média de 0,82 para homens e 0,96 para mulheres. Observa-se que são valores muito próximos dos obtidos em contração concêntrica. Porém não foram encontrados na literatura valores de relação flexores/extensores de tronco em contração excêntrica.

## 6 CONCLUSÃO

O presente estudo obteve como valores médios de pico de torque concêntrico 139,55 N/m para a musculatura flexora e 166,66 N/m para a musculatura extensora de tronco e de 188,84 N/m para a musculatura flexora e de 221,19 N/m para a musculatura extensora de tronco em contração excêntrica de indivíduos sedentários, sem dor lombar e com idade média de 22,2 anos, de ambos os sexos. Sendo que os valores de pico de torque concêntrico e excêntrico dos indivíduos são diretamente proporcionais e correlatos

Ao analisar as médias deste pico de torque concêntrico e excêntrico estratificado por sexo, é possível concluir que os homens apresentaram valores de pico de torque mais altos que as mulheres tanto na musculatura flexora quanto na musculatura extensora.

Os picos de torque foram obtidos com angulações medias de 56,32 graus de flexão de tronco para a musculatura flexora e 39,9 graus de flexão de tronco para a musculatura extensora em contração concêntrica e de 53,06 graus de flexão de tronco para a musculatura flexora e 33,92 graus de flexão de tronco para a musculatura extensora de tronco quando avaliadas em contração excêntrica.

Foram extraídas dos resultados as relações musculares flexores/extensores do pico de torque de tronco sendo elas de 0,87 para contração concêntrica e de 0,89 para contração excêntrica, ou seja, extensores mais fortes que flexores. Não indicando desequilíbrio muscular.

Com o presente estudo pôde-se obter valores que servirão como parâmetros de comparação para futuras pesquisas utilizando avaliação isocinética de tronco. Este estudo poderá contribuir para o fornecimento de laudos de avaliações isocinéticas de tronco. Além de esses valores servirem como parâmetros de comparação para avaliação de pacientes sintomáticos e de protocolos de tratamento para lombalgia.

## **7 SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS**

Sugerimos a continuação deste trabalho, com aumento da amostra para publicação de dados normativos de pico de torque em contrações concêntricas e excêntricas de flexão e extensão de tronco e a da relação entre eles.

Sugerimos a comparação dos valores de pico de torque de indivíduos hígidos, obtidos neste estudo, com valores de indivíduos lombálgicos, testados nas mesmas condições.

Sugerimos a verificação da relação dos valores de pico de torque concêntrico de flexores de tronco com o excêntrico de extensores de tronco, a fim de verificar esta relação muscular funcional do tronco.

## 8 REFERÊNCIA

ANDREWS; HARRISON, W. **Reabilitação física das lesões desportivas**. 2º ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005.

AQUINO, C.F.; VAZ, D.V.; BRÍCIO, R.S.; SILVA, P.L.P.; OCARINO, J.M.; FONSECA, S.T. A Utilização da Dinamometria Isocinética nas Ciências do Esporte e Reabilitação. **Revista Brasileira Ciência e Movimento**, 15(1): 93-100, 2007.

CÂMARA, L.C.; SANTARÉM, J.M.; WOLOSKER, N.; GREVE, J.M.D.A.; JACOB FILHO, W. Avaliação da função muscular em doença arterial obstrutiva periférica: a utilização da dinamometria isocinética. **Acta Fisiátrica**, v.14, n.3, p.176-180, 2007.

CYBEX NORM™, TESTING & REHABILITATION SYSTEM. Service & Parts Manual For CYBEX NORM Manufactured From 1995 to 2003.

DELITTO, A.; ROSE, S.J.; CRANDELL, C.E.; STRUBE, M.J. Reliability of isokinetic measurements of trunk muscle performance. **Spine**, 16(7):800-3; 1991.

DE LUCA, C. J. e ERIM, Z. Common drive of motor units in regulation of muscle force. **Trends in Neurociences**, v.17, n.7, p.299-305, 1994.

DVIR, Z. **Isocinética: avaliações musculares, interpretações e aplicações clínicas**. São Paulo: Manole, 2002.

EDMAN, K.A.P. Double-hyperbolic force-velocity relation in frog muscle fibres. **Journal of Physiology**, 404, pp. 301-321. 1988.

ENOKA, R.M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. 2º ed. São Paulo: Manole, 2000.

FOSS, M. e KETEYIAN, S. **Bases fisiológicas do exercício e do esporte**. 6º ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

FREITAS, C. D. D.; GREVE, J. M. D. Estudo comparativo entre exercícios com dinamômetro isocinético e bola terapêutica na lombalgia crônica de origem mecânica. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 15, n. 4, p. 380-386, 2008.

GODGES, J.J., MACRAE, H., LONGDON, C., TINBERG, C., MACRAE, P.G. The effects of two stretching procedures on hip range of motion and gait economy. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, 10(9): 350-7, 1989.

GÓMEZ, H.B.; ZARCO, R.C.; ARIAS, D.C.; GARCÍA, M.P.D; HERNÁNDEZ, S.R.L; MARTÍNEZ E. Valoración isocinética del tronco em sujetos asintomáticos del Centro Nacional de Rehabilitación. **Acta Ortopédica Mexicana**, 19(2): Mar.-Abr: 49-55, 2005.

GORDON, M.; HUXTEY, A.F.; JITLIAN, F.J. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. **Jornal of Physiology**, 184, p.170-192, 1966.

GOUVEIA, K.M.C; GOUVEIA, E.C. O Músculo Transverso abdominal e sua função de estabilização da coluna lombar. **Fisioterapia em Movimento**, v.21, n.3, p.45-50, Jul/set. 2008.

GUYTON, A. C. e HALL, J. E. **Tratado de fisiologia médica**. 10° ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006.

HAMILL, J. e KNUTZEN, K.N. **Bases biomecânicas do movimento humano**. 3° Ed. São Paulo: Manole, 2012.

HAYNES, W. Core stability and the unstable platform device. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v.8, n.2, p.88-103, 2004.

HENNEMAN, E. Peripheral mechanisms involved in the control of muscle. **Medical Physiology**, 12 ed. p.1697-1716. 1968.

IMAMURA, S.T.; KAZIYAMA, H.H.S.; IMAMURA, M. Lombalgia. **Revista Médica**, São Paulo, v.80, p.375-90, 2001.

JUNQUEIRA, L.C. e CARNEIRO, J. Tecidos musculares. In: **Histologia básica**. 3° ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1995.

KOLYNIK, I.E.G.; CAVALCANTI, S.M.B.; AOKI, M.S. Avaliação isocinética da musculatura envolvida na flexão e extensão do tronco: efeito do método Pilates®. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v.10, n.6, nov/dez. 2004.

LANGRANA, N.A., LEE, C.K., Isokinetic testing. **Spine**, 9:171-175, 1984.

LEE, J.; HOSHINO, Y.; NAKAMURA, K.; KARIYA, Y.; SAITA, K.; ITO, K. Trunk Muscle Weakness as a Risk Factor for Low Back Pain: A 5-Year Prospective Study. **Spine**, v.24, n.1, p.54-57, 1 January 1999.

LEITE, P.F. Bases científicas do condicionamento físico. In: **Aptidão física, esporte e saúde**. 2° ed. São Paulo: Robe, 1990.

LIEBENSON, C. Spinal stabilization – an update. Part 2 – functional assessment. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v.8, n.3, p.199-210, 2004.

LIPPERT, L. **Cinesiologia clínica para fisioterapeutas**. Rio de Janeiro: Revinter, 1996.

MAYER, T.G., SMITH, S.S., KEELEY, J., MOONEY, V. Quantification of lumbar function. Part 2: sagittal plane trunk strength in cronic low-back pain patients. **Spine**. 10:765-772. 1985.

McARDLE, W.D.; KATCH, V.L.; KATCH, F.I. **Fisiologia do exercício**. Energia, nutrição e desempenho humano. 4° ed. São Paulo: Guanabara Koogan, 1998.

MILNER-BROWN, H.S.; STEIN, R.B.; YEMM, R. The orderly recruitment of human motor units during voluntary isometric contractions. **Jornal of Physiology**. 230. pg. 359-370. 1973.

MONTEIRO, W. D. Medida da força muscular. Aspectos metodológicos e aplicações. **Treinamento desportivo**. N. 1, v. 3, 1998.

OLIVEIRA, V.C.; BICALHO, L.I.; SOARES T.B.; DORNELLAS, R.S. Estabilidade articular da coluna vertebral: teorias contemporâneas e novos paradigmas Back stability: contemporary the oriesand new paradigms. **Fisioterapia Brasil**, Volume 10, n.4, julho/agosto, 2009.

ROSS, H. M. e ROWRELL, J. L. **Histologia, texto e atlas**. 2° ed. São Paulo: Panamericana, 1993.

SECCHI, L.L.B.; MURATT, M.D.; ANDRADE N.V.S.; GREVE, J.M.A. Dinamometria isocinética de tronco em nadadores de diferentes estilos. **Acta Ortopédica Brasileira**, v.18, n.5, p.295-7, 2010.

SMITH, L.K. et al. **Cinesiologia de Brunnstrom**. 5° ed. São Paulo: Manole, 1997.

SMITH, S.S., MAYER T.G., GATCHEL R. J., BECKER, T.J., Quantification of lumbar function Part 1: isometric and multispeed isokinetic trunk strength measurements in sagittal and axial planes in normal subjects. **Spine**, 10: 757-764, 1985.

SILVA NETO, M; SIMÕES, R; GRANGEIRO NETO, J.A; CARDONE, C.P. Avaliação Isocinética da Força Muscular em Atletas Profissionais de Futebol Feminino. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v.16, n.1, Jan/Fev, 2010.

TERRERI, A.S.A.P, GREVE J.M.D, AMATUZZI M.M., Avaliação isocinética no joelho do atleta. **Revista Brasileira Medicina do Esporte**. 7(5): 170-174, 2001.

THORSTENSSON, A., NILSSON, J. Trunk muscle strength during constant velocity movements. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**. 14: 61-68. 1982.



VAN HERP, G., ROWE, P., SALTER, P., PAUL, J.P., Three-dimensional lumbar spinal kinematics: a study of range of movement in 100 healthy subjects aged 20 to 60+ years. **Rheumatology**, 39: 1337-1340, 2000.

**WORLD HEALTH ORGANIZATION**. Department of Chronic Diseases and Health Promotion and Chronic Respiratory Diseases and Arthritis. Disponível em <http://www.who.int/chp/topics/rheumatic/en/> Visualizado em 06/11/2013.

YAHIA, A.; GHROUBI, S.; KHARRAT, O.; JRIBI, S.; ELLEUCH, M.; ELLEUCH, M.H. A study of isokinetic trunk and knee muscle strength in patients with chronic sciatica. **Annals of Physical and Rehabilitation Medicine**, v.53, p.239–249, 2010.

YAHIA, A; JRIBI, S; GHROUBI, S; ELLEUCH, M; BAKLOUTI, S; ELLEUCH, M.H. Evaluation of the posture and muscular strength of the trunk and inferior members of patients with chronic lumbar pain. **Joint Bone Spine**, v.78, p.291–297, 2011.

ZAKAS, A; DOGANIS, G; PAPAKONSTANDINOY, V; SENTELIDIS T; VAMAKOYDIS, E. Acute effects of static stretching duration on isokinetic peak torque production off soccer players. **Journal of Body work and Movement Therapies**, v.10, p.89-95, 2006.

## APÊNDICE A

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu, \_\_\_\_\_, RG nº \_\_\_\_\_, estou sendo convidado a participar de um estudo denominado: DETERMINAÇÃO DE VALORES DE PICO DE TORQUE CONCÊNTRICO E EXCÊNTRICO DE FLEXÃO E EXTENSÃO DE TRONCO EM INDIVÍDUOS SEDENTÁRIOS, ASSINTOMÁTICOS ATRAVÉS DA DINAMOMETRIA ISOCINÉTICA. Cujos objetivos e justificativas são: medir a força dos músculos das costas e do abdômen, os quais, juntos sustentam a coluna.

A minha participação no referido estudo será no sentido de responder algumas perguntas simples sobre minha saúde e minha vida e ser avaliado em um aparelho que vai medir a força dos músculos das costas e do abdômen enquanto eu dobro e estico o meu tronco.

Fui alertado (a) de que, da pesquisa a se realizar, posso esperar alguns resultados, tais como: quantificação do nível de força da minha musculatura das costas e do abdômen.

Recebi, por outro lado, os esclarecimentos necessários sobre os possíveis desconfortos e riscos decorrentes do estudo, levando-se em conta que é uma pesquisa, e os resultados positivos ou negativos somente serão obtidos após a sua realização. Assim, poderei sentir algum desconforto muscular após os testes, sendo este sintomas mínimos e temporários. A pesquisadora estará ao meu lado para qualquer esclarecimento que for necessário. Estou ciente de que minha privacidade será respeitada, ou seja, meu nome ou qualquer outro dado ou elemento que possa, de qualquer forma, me identificar, será mantido em sigilo.

Também fui informado de que posso me recusar a participar do estudo, ou retirar meu consentimento a qualquer momento, sem precisar justificar, e de, por desejar sair da pesquisa, não sofrerei qualquer prejuízo.

A pesquisadora envolvida com o referido projeto é a Fisioterapeuta Rafaella Stradiotto Bernardelli, vinculada ao Programa de Pós-Graduação em

Tecnologia em Saúde da Pontifícia Universidade Católica do Paraná - PUCPR, com quem posso entrar em contato a qualquer hora pelo telefone (41) 9723-4394.

É assegurada a assistência durante toda pesquisa, bem como me é garantido o livre acesso a todas as informações e esclarecimentos adicionais sobre o estudo e suas consequências, enfim, tudo o que eu queira saber antes, durante e depois da minha participação.

Enfim, tendo sido orientado quanto ao teor de todo o aqui mencionado e compreendido a natureza e o objetivo do já referido estudo, manifesto meu livre consentimento em participar, estando totalmente ciente de que não há nenhum valor econômico, a receber ou a pagar, por minha participação.

No entanto, caso eu tenha qualquer despesa decorrente da participação na pesquisa, haverá ressarcimento na forma seguinte: ressarcimento em dinheiro. De igual maneira, caso ocorra algum dano decorrente da minha participação no estudo, serei devidamente indenizado, conforme determina a lei.

Em caso de reclamação ou qualquer tipo de denúncia sobre este estudo devo ligar para o CEP PUCPR (41) 3271-2292 ou mandar um *email* para nep@pucpr.br

Curitiba, de \_\_\_\_\_ de 2013.

Assinatura do Sujeito da

Pesquisa: \_\_\_\_\_

Assinatura do Pesquisador

Responsável: \_\_\_\_\_

## APÊNDICE B



**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ**  
**ESCOLA POLITÉCNICA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM**  
**SAÚDE- PPGTS**

## FICHA DE AVALIAÇÃO

Data da Avaliação: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

Nome: \_\_\_\_\_

Idade: \_\_\_\_\_ Sexo: \_\_\_\_\_ Peso: \_\_\_\_\_ Altura: \_\_\_\_\_

Profissão: \_\_\_\_\_ Tempo de trabalho diário: \_\_\_\_\_

Atividade Física/Frequência semanal/Descrição: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Dor na Coluna/Segmento/Intencidade/Frequencia: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Histórico de lesão osteomioarticular em região de coluna vertebral e quadril: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

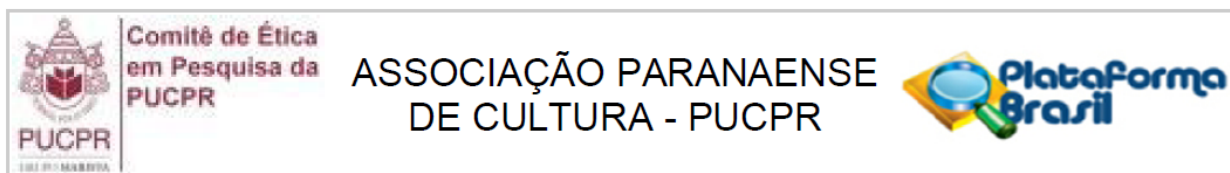
Histórico de cirurgias abdominais e de coluna: \_\_\_\_\_

Gestação/Lactate: \_\_\_\_\_ Hipertensão: \_\_\_\_\_

Alteração postural evidente: \_\_\_\_\_

## ANEXO A

### PATECER COMITÊ DE ÉTICA E PESQUISA



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** DETERMINAÇÃO DE VALORES DE PICO DE TORQUE CONCÊNTRICO E EXCÊNTRICO DE FLEXÃO E EXTENSÃO DE TRONCO EM INDIVÍDUOS SEDENTÁRIOS, ASSINTOMÁTICOS ATRAVÉS DA DINAMOMETRIA ISOCINÉTICA.

**Pesquisador:** Rafaella Stradiotto Bernardelli

**Área Temática:**

**Versão:** 1

**CAAE:** 14857113.7.0000.0020

**Instituição Proponente:** Pontifícia Universidade Católica do Parana - PUCPR

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 249.771

**Data da Relatoria:** 17/04/2013

**Endereço:** Rua Imaculada Conceição 1155

**Bairro:** Prado Velho

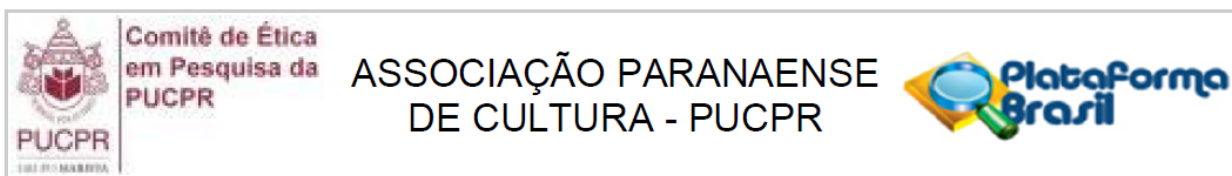
**CEP:** 80.215-901

**UF:** PR **Município:** CURITIBA

**Telefone:** (41)3271-2292

**Fax:** (41)3271-2292

**E-mail:** nep@pucpr.br



### **Apresentação do Projeto:**

**INTRODUÇÃO:** A avaliação do desempenho muscular é de grande importância para fins diagnósticos, para corrigir preventivamente déficits específicos, avaliar resultados da intervenção e determinar se o indivíduo tem condições de retornar às suas atividades esportivas ou ocupacionais. Avanços tecnológicos no desenvolvimento de dinamômetros eletromecânicos para a medida da função muscular possibilitaram mensurações mais precisas de diversos parâmetros musculares. Os dinamômetros eletromecânicos permitem a quantificação de parâmetros como capacidade de produção de torque, potência muscular, fadiga e capacidade de gerar trabalho para diversas musculaturas. Os dados obtidos com a utilização desses dinamômetros tem tido impacto importante na tomada de decisões clínicas (AQUINO, 2007; ANDREWS, 2005). **OBJETIVO:** Determinar valores de pico de torque em contrações concêntricas e excêntricas de flexão e extensão de tronco em indivíduos sedentários assintomáticos através da dinamometria isocinética. **METODOLOGIA:** Esta é uma pesquisa experimental transversal de caráter observacional, que terá início após a autorização do comitê de ética em pesquisas com seres humanos da instituição. A amostra será composta por 100 indivíduos, 50 homens e 50 mulheres com idade entre 18 e 30 anos, sedentários e assintomáticos. A coleta dos dados será realizada no laboratório de avaliação física da clínica de fisioterapia da PUC-PR, utilizando um dinamômetro isocinético para avaliar o pico de torque concêntrico e excêntrico da musculatura flexora e extensora de tronco. Cada indivíduo será submetido a apenas uma avaliação. O Protocolo de avaliação é iniciado com um aquecimento global prévio de 10 min em um cicloergometro sem carga, em seguida o sujeito é posicionado e fixado ao modulo de avaliação de tronco do dinamômetro isocinético. Onde será realizado primeiramente o teste concêntrica (modo concêntrico/concêntrico). Após o período de descanso, será realizado o teste excêntrica (modo excêntrico/excêntrico), ambos com movimento de flexão e extensão de tronco, partindo de 10 graus de extensão até 70 graus de flexão, com cinco repetições na velocidade de 120°/s. Durante todo o teste, o avaliado receberá estímulos auditivos para desenvolver força máxima a cada repetição. O parâmetro selecionado para a avaliação do desempenho muscular será o pico de torque em Newton/metros (Nm). Previamente a cada modo de avaliação, o avaliado será submetido a uma familiarização com o equipamento e com a espécie de contração, com as mesmas angulações de movimento e velocidades angulares dos seus respectivos testes, porém em uma intensidade submáxima. Os dados serão analisados em tabelas do programa Microsoft Excel e testados estatisticamente através do programa Estatística 2.0 com significância estatística estipulada em 5%.

**Endereço:** Rua Imaculada Conceição 1155

**Bairro:** Prado Velho

**CEP:** 80.215-901

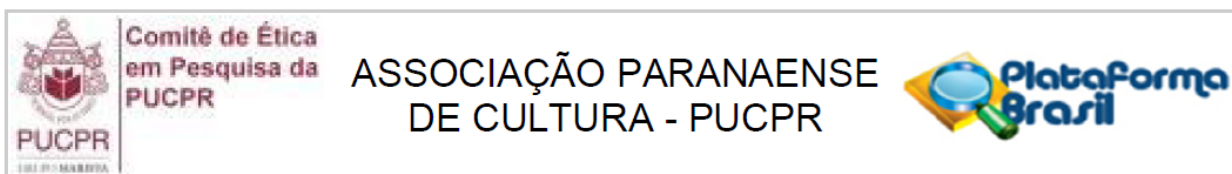
**UF:** PR

**Município:** CURITIBA

**Telefone:** (41)3271-2292

**Fax:** (41)3271-2292

**E-mail:** nep@pucpr.br



**Objetivo da Pesquisa:**

Determinar valores de pico de torque em contrações concêntricas e excêntricas de flexão e extensão de tronco em indivíduos sedentários assintomáticos através da dinamometria isocinética.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

A pesquisadora informou não haver evidências de riscos neste tipo de abordagem, apenas possibilidade de leve desconforto durante ou após a realização dos teste pelo esforço muscular desenvolvido, destacando ainda a necessidade de atenção para o desempenho de cada atividade individual e prontidão para parar o teste. Quanto aos benefícios, foi informado que após o teste os sujeitos receberão o laudo explicativo de sua dinamometria isocinética, contendo os dados de força de tronco.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Trata-se de pesquisa relevante, extremamente clara, detalhada e bem delineada, com amplo referencial teórico e metodológico, e com cuidado com a salvaguarda dos sujeitos de pesquisa.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

A pesquisadora apresentou a folha de rosto, TCLE e o projeto da plataforma Brasil em adequação com os parâmetros solicitados

**Recomendações:**

Inserir o campo da rubrica no TCLE como consta no modelo fornecido pelo CEP

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Projeto aprovado

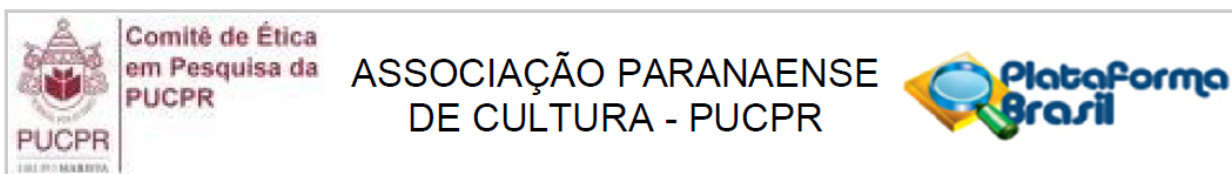
**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Endereço:** Rua Imaculada Conceição 1155  
**Bairro:** Prado Velho **CEP:** 80.215-901  
**UF:** PR **Município:** CURITIBA  
**Telefone:** (41)3271-2292 **Fax:** (41)3271-2292 **E-mail:** nep@pucpr.br



**Considerações Finais a critério do CEP:**

Lembramos aos senhores pesquisadores que, no cumprimento da Resolução 196/96, o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) deverá receber relatórios anuais sobre o andamento do estudo, bem como a qualquer tempo e a critério do pesquisador nos casos de relevância, além do envio dos relatos de eventos adversos, para conhecimento deste Comitê. Salientamos ainda, a necessidade de relatório completo ao final do estudo.

Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEPPUCPR de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificado e as suas justificativas. Se a pesquisa, ou parte dela for realizada em outras instituições, cabe ao pesquisador não iniciá-la antes de receber a autorização formal para a sua

realização. O documento que autoriza o início da pesquisa deve ser carimbado e assinado pelo responsável da instituição e deve ser mantido em poder do pesquisador responsável, podendo ser requerido por este CEP em qualquer tempo

CURITIBA, 19 de Abril de 2013

---

**Assinador por:**  
**NAIM AKEL FILHO**  
**(Coordenador)**

**Endereço:** Rua Imaculada Conceição 1155

**Bairro:** Prado Velho

**CEP:** 80.215-901

**UF:** PR **Município:** CURITIBA

**Telefone:** (41)3271-2292

**Fax:** (41)3271-2292

**E-mail:** nep@pucpr.br