

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

ANDREA PERIN

**A CONTRIBUIÇÃO DE DIVERSOS SEGMENTOS CORPORAIS NA EXECUÇÃO
DO TESTE SENTAR E ALCANÇAR**

DISSERTAÇÃO

CURITIBA

2013

ANDREA PERIN

**A CONTRIBUIÇÃO DE DIVERSOS SEGMENTOS CORPORAIS NA EXECUÇÃO
DO TESTE SENTAR E ALCANÇAR**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná como requisito parcial para a obtenção do título de “Mestre em Engenharia Biomédica” – Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Borba Neves

Co-orientador: Prof^a. Dr^a. Leandra Ulbricht

CURITIBA

2013

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

- P445 Perin, Andrea
A contribuição de diversos segmentos corporais na execução do teste sentar e alcançar /
Andrea Perin. – 2013.
85 f. : il. ; 30 cm
- Orientador: Eduardo Borba Neves.
Coorientador: Leandra Ulbricht.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-
graduação em Engenharia Biomédica. Curitiba, 2013.
Bibliografia: f. 76-82.
1. Articulações – Amplitude de movimento. 2. Músculos. 3. Alongamento (Fisiologia). 4.
Coluna vertebral. 5. Fotogrametria. 6. Biomecânica. 7. Engenharia biomédica – Dissertações. I.
Neves, Eduardo Borba, orient. II. Ulbricht, Leandra, coorient. III. Universidade Tecnológica
Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica. IV. Título.

CDD (22. ed.) 610.28

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ



Campus Curitiba



Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica


Título da Dissertação Nº 002

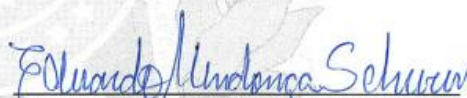
**“A Contribuição de Diversos Segmentos Corporais
na Execução do Teste Sentar e Alcançar”**

por

Andrea Perin

Esta dissertação foi apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de **MESTRE EM CIÊNCIAS (M.Sc.)** – Área de Concentração: Engenharia Biomédica, pelo **Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica (PPGEb)**, – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (**UTFPR**), *Campus Curitiba*, às 14h00min do dia **05 de abril de 2013**. O trabalho foi aprovado pela Banca Examinadora, composta pelos professores:


Prof. Eduardo Borba Neves, Dr.
(Presidente – UNIANDRADE)


Prof. Eduardo Mendonça Scheeren, Dr.
(PUC-PR)


Prof. Bertoldo Schneider Jr., Dr.
(UTFPR)



Visto da coordenação:


Prof. Bertoldo Schneider Jr., Dr.
(Coordenador do PPGEb)
Coprod. Pós-Grad. Engenharia Biomédica
UTFPR/DIRPPG/PPGEb (DAELN)

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a Deus que abençoou meu caminho durante toda essa jornada, sem Ele eu jamais conseguiria desfrutar esta conquista. O nosso Deus é mesmo grandioso, é fiel, pois em meio a tantas incertezas e receios o Senhor foi me mostrando o caminho, me deu calma, sabedoria e entusiasmo que me manteve firme durante todo o tempo. É como diz as escrituras: Entrega teu caminho ao Senhor, confia nele, e ele tudo fará. Por isso dedico essa conquista a Ele, sempre a Ele, porque o Senhor Deus é maravilhoso!

Agradeço os meus mestres, professores, amigos que foram espetaculares durante todo o mestrado. Professor Eduardo Borba Neves, muito obrigado por sua confiança, seu apoio, sua ajuda constante, seu comprometimento para orientar e por sua paciência. Professora Leandra Ulbricht, muito obrigada pelas oportunidades, por querer me ver bem, por apostar em mim e por estar sempre disposta a ajudar.

Tenho uma gratidão e admiração enorme por vocês, suas atuações profissionais são exemplares, e espero um dia chegar perto de ser como os professores fantásticos que são. Que Deus abençoe muito suas vidas e suas famílias.

Agradeço ao meu amado, José Carlos, pelo carinho, pela força, por fazer de tudo pra me ajudar, por você ser esse namorado tão companheiro e amoroso, que em qualquer situação sempre está do meu lado, pronto pra o que der e vier. Estamos juntos meu amado, hoje e sempre, obrigada por nossas vidas estarem sendo construídas juntas, obrigada pelo seu amor!

Agradeço a minha amiga e companheira de mestrado Dai, por estarmos juntas nessa, por toda sua ajuda e apoio. Sua amizade foi essencial durante essa trajetória, e espero que tudo aquilo que nós sonhávamos durante o mestrado se realize em um futuro breve. Muito sucesso, amiga!

E por último, agradeço por aqueles que me ensinaram tudo o que eu precisava saber, aqueles que são minha fortaleza, que são maravilhosos e que eu guardo um amor infinito dentro do peito. Minha família, muitíssimo obrigada por tudo! Mãe, Pai e irmãs, obrigada por toda a ajuda, por entenderem as minhas escolhas e por me apoiarem com muito amor e união. Amo vocês!

RESUMO

PERIN, Andrea. **A Contribuição De Diversos Segmentos Corporais Na Execução Do Teste Sentar E Alcançar**. 2013. 85 f. Dissertação – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2013.

Introdução: O Teste de Sentar e Alcançar (TSA) é o teste mais utilizado para avaliação de flexibilidade dos isquiotibiais, contudo, alguns fatores influenciam o seu resultado como o comportamento da coluna vertebral. **Objetivo:** Esta pesquisa objetiva determinar a contribuição da articulação do quadril, da coluna lombar e da coluna torácica na execução do TSA em jovens brasileiros. **Metodologia:** Foi realizado um estudo observacional descritivo com uma amostra composta por 195 rapazes de 18 a 19 anos. Para identificar a contribuição dos segmentos corporais no movimento de flexão do tronco, realizou-se juntamente com o TSA uma análise cinemática angular por meio de Fotogrametria. Para tanto, foi desenvolvido um protocolo de avaliação de ângulos de referência que foram transformados em percentuais de contribuição dos segmentos. **Resultados:** Os ângulos e percentuais foram classificados em dois padrões de referência do TSA, os quais permitiram identificar que quanto melhor a classificação no TSA, maior a utilização do quadril e menor a utilização da coluna torácica. A coluna lombar manteve-se estável durante o movimento. Os ângulos e percentuais foram classificados também nas categorias de IMC, revelando que indivíduos obesos utilizam mais o quadril para realizar o movimento, pois não conseguem fazer compensação com a coluna torácica. Com base nos resultados, foi possível criar uma tabela de classificação dos ângulos e percentuais, que permitiu identificar compensações e padrões de movimento conforme a condição das musculaturas envolvidas. **Conclusão:** Pôde-se concluir que as contribuições médias da coluna torácica, da coluna lombar e do quadril na realização do TSA são respectivamente: 46,014%, 12,676%, 41,309%. Entretanto, a medida do TSA propriamente dita não permite esse detalhamento, pois seu resultado faz referência à flexão total do tronco juntamente com a flexão do quadril. Assim, recomenda-se que a avaliação da flexão da coluna torácica, da coluna lombar e do quadril seja realizada separadamente, por fotogrametria, com base no protocolo e parâmetros médios estabelecidos neste estudo, por meio da classificação de seus valores nas categorias propostas.

Palavras-chave: Teste de sentar e alcançar; Isquiotibiais; Coluna vertebral; Flexão de tronco; Fotogrametria.

ABSTRACT

PERIN, Andrea. **The Contribution Of Different Body Segments In The Execution Of The Sit And Reach Test.** 2013. 85 f. Dissertation – Graduate Program in Biomedical Engineering, Federal University of Technology - Paraná. Curitiba, 2013.

Introduction: The Sit and Reach Test (SR) is the most widely used assessment of hamstrings flexibility, however, some factors can influence their results as a behavior of the spine. **Objective:** This research aims to determine the contribution of the hip joint, of the lumbar and thoracic spine in the execution of SR in young Brazilians. **Methods:** The descriptive observational study subjects were 195 young men from 18 to 19 years. To identify the contribution of body segments in flexion of the trunk it was evaluated the SR together with angular kinematic analysis through of Photogrammetry. To that end, we developed a protocol for evaluating reference angles that were transformed into percentage contribution of the segments. **Results:** The angles and percentages were classified into two reference standards of the SR, which identified that the best ranking in SR, greater use of hip and lower utilization of the thoracic spine. The lumbar spine was stable during movement. The angles and percentages were also classified in the categories of BMI, revealing that obese people use more hip to perform the movement, because they cannot make compensation with thoracic spine. Based on the results, it was possible to create a table of classification of angles and percentages, which allowed for the identification and compensation movement patterns in accordance with the condition of the muscles involved. **Conclusion:** It can be concluded the contributions of the thoracic spine, lumbar spine and hip in performing the SR are respectively 46.014%, 12.676%, 41.309%. However, only the measure of the SR does not permit this detail because its result refers to the total trunk flexion and hip flexion. Thus, it is recommended that evaluation of flexion of the thoracic spine, lumbar spine and hip joint are performed separately by photogrammetry, based on the average parameters and protocol established in this study, through the classification of their values in the proposed categories.

Key words: Sit and Reach Test. Hamstrings. Spine. Trunk flexion. Photogrammetry.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

| | |
|--|----|
| Figura 1 - Execução do Teste de Sentar e Alcançar (TSA)..... | 23 |
| Figura 2 - Método Cobb T12-S1..... | 38 |
| Figura 3 - Fotogrametria utilizada para registro do movimento humano..... | 40 |
| Figura 4 – Banco de Wells da marca Terrazul® utilizado na coleta..... | 43 |
| Figura 5 – Marcador tipo “cotovelo” da marca Fame®..... | 44 |
| Figura 6 – Pontos anatômicos sinalizados pelos marcadores circulares Pimaco®...47 | |
| Figura 7 – Marcadores proeminentes posicionados de maneira errada e desaparecimento do marcador da espinha íliaca ântero-superior..... | 49 |
| Figura 8 – Marcadores proeminentes da quinta vértebra lombar e décima segunda vértebra torácica sendo aderidos a pele com o indivíduo em flexão de tronco..... | 49 |
| Figura 9 – Imagem do software ImageJ..... | 50 |
| Figura 10 – Marcadores proeminentes definitivos: sétima vértebra cervical, décima segunda vértebra torácica e quinta vértebra lombar..... | 51 |
| Figura 11 – Esquema da divisão dos pontos de mobilidade da coluna lombar e torácica e amplitude articular de quadril identificados pelos marcadores..... | 51 |
| Figura 12 – Medição do ângulo fqIt no ImageJ..... | 52 |
| Figura 13 – Execução do TSA com os ângulos formados pelos marcadores..... | 53 |

Figura 14a - Primeiro padrão de movimento de acordo com Kendall et al (2007). Pela classificação do novo teste, o Fq está na categoria bom; o FI na categoria média e o Ft na categoria bom.....73

Figura 14b - Segundo padrão de movimento de acordo com Kendall et al (2007). Pela classificação do novo teste, o Fq está na categoria bom; o FI na categoria média e o Ft na categoria média.....73

Figura 14c - Terceiro padrão de movimento de acordo com Kendall et al (2007). Pela classificação do novo teste, o Fq está na categoria abaixo da média; o FI na categoria média e o Ft na categoria média.....73

Figura 14d - Quarto padrão de movimento de acordo com Kendall et al (2007). Pela classificação do novo teste, o Fq está na categoria média; o FI na categoria abaixo da média e o Ft na categoria abaixo da média.....73

Figura 14e - Quinto padrão de movimento de acordo com Kendall et al (2007). Pela classificação do novo teste, o Fq está na categoria média; o FI na categoria abaixo da média e o Ft na categoria abaixo da média.....73

Figura 15f - Sexto padrão de movimento de acordo com Kendall et al (2007). Figura retirada do livro Músculos: Provas e Funções (Kendall et al, 2007). Padrão de movimento não encontrado na amostra.....73

LISTA DE GRÁFICOS

| | |
|---|----|
| Gráfico 1 - Relação entre participação do quadril e participação da coluna torácica no movimento de flexão do tronco..... | 61 |
| Gráfico 2. Curva de Distribuição Normal do ângulo Fq..... | 61 |
| Gráfico 3. Curva de Distribuição Normal do ângulo Ft..... | 61 |
| Gráfico 3. Curva de Distribuição Normal do ângulo Fl..... | 62 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|---|----|
| Tabela 1 - Principais testes e suas características: Sit-and-reach (linha 1 com 21 estudos), Modified Sit-and-Reach (linha 2 com 09 estudos) e Back Saver Sit-and-Reach (linha 3 com 10 estudos)..... | 36 |
| Tabela 2 - Outros testes selecionados e suas características: Sit-and-Reach com análise do ângulo da articulação do quadril (AAQ- linha 1 com 01 estudo), Sit-and-Reach com análise do ângulo da articulação do quadril (AAQ) por cinemetria (linha 2 com 02 estudos), Chair Sit-and-Reach (linha 3 com 3 estudos), V Sit-and-Reach (linha 4 com 2 estudos) e Modified Back-Saver Sit-and-Reach (linha 5 com 1 estudo)..... | 37 |
| Tabela 3 - Estatística descritiva das variáveis antropométricas dos avaliados..... | 54 |
| Tabela 4 - Estatística descritiva das variáveis avaliadas..... | 55 |
| Tabela 5 - Distribuição das médias e desvios padrão do ângulo Fq e percentual de quadril de acordo com o padrão de referência para o TSA do Canadian Standardized Test of Fitness (CSTF)..... | 55 |
| Tabela 6 - Distribuição das médias e desvios padrão do ângulo Ft e percentual torácica de acordo com o padrão de referência para o TSA do Canadian Standardized Test of Fitness (CSTF)..... | 56 |
| Tabela 7 - Distribuição das médias e desvios padrão do ângulo Fl e percentual lombar de acordo com o padrão de referência para o TSA do Canadian Standardized Test of Fitness (CSTF)..... | 57 |
| Tabela 8 - Distribuição das médias e desvios padrão do percentual de quadril e do ângulo Fq de acordo com o padrão de referência para o TSA proposto por Pollock e Wilmore (1993)..... | 57 |

| | |
|---|----|
| Tabela 9 - Distribuição das médias e desvios padrão do percentual de torácica e do ângulo Ft de acordo com o padrão de referência para o TSA proposto por Pollock e Wilmore (1993)..... | 58 |
| Tabela 10 - Distribuição das médias e desvios padrão do percentual de lombar e do ângulo Fl de acordo com o padrão de referência para o TSA proposto por Pollock e Wilmore (1993)..... | 58 |
| Tabela 11 - Distribuição das médias e desvios padrão dos ângulos e percentuais de acordo com o padrão de referência do IMC proposto pela OMS..... | 59 |
| Tabela 12 - Distribuição das médias e desvios padrão dos ângulos e percentuais de acordo com categorias de estatura..... | 60 |
| Tabela 13 - Correlação entre os ângulos e o TSA..... | 61 |
| Tabela 14 - Novo padrão de referência: classificação dos ângulos Fq, Fl e Ft em cinco categorias..... | 62 |
| Tabela 15 - Novo padrão de referência: classificação dos percentuais de quadril, coluna lombar e coluna torácica em cinco categorias..... | 63 |
| Tabela 16 - Reclassificação das médias dos ângulos Fq, Ft e Fl obtidas do protocolo CSTF..... | 63 |
| Tabela 17 - Reclassificação das médias dos ângulos Fq, Ft e Fl obtidas do protocolo Pollock e Wilmore..... | 64 |

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

| | |
|------------------|---|
| TSA | Teste de Sentar e Alcançar |
| IMC | Índice de Massa Corporal |
| CSTF | Canadian Standardized Test of Fitness |
| FNP | Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva |
| L4 | Quarta vértebra lombar |
| L5 | Quinta vértebra lombar |
| S1 | Primeira vértebra sacral |
| SR | Sit-and-Reach |
| MSR | Modified Sit and Reach |
| FDB | Finger-to-box |
| BS | Back Saver Sit-And-Reach Test |
| MDC | Minimal detectable change |
| VSR | V Sit-and-reach |
| CSR | Chair Sit-and-Reach Test |
| MBS | Modified Back-Saver Sit-and-Reach |
| AAQ | Ângulo da articulação do quadril |
| TT | toque do dedo do pé |
| 5º GAC AP | 5º Grupo de Artilharia de Campanha Autopropulsado |
| Fq _{lt} | Ângulo da flexão total do tronco |
| Fq | Ângulo da flexão do quadril |
| Fq _l | Ângulo da flexão do quadril e da lombar |
| Fl | Ângulo de flexão lombar |
| Ft | Ângulo da flexão torácica |
| OMS | Organização Mundial da Saúde |

SUMÁRIO

| | |
|---|-----------|
| 1 INTRODUÇÃO | 14 |
| 1.1 JUSTIFICATIVA | 16 |
| 1.2 OBJETIVOS DA PESQUISA | 18 |
| 1.2.1 Objetivo Geral | 18 |
| 1.2.2 Objetivos Específicos | 18 |
| 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA | 19 |
| 2.1 FLEXIBILIDADE | 19 |
| 2.3.1 Teste de Sentar e Alcançar (<i>Sit and Reach Test - SR</i>) | 22 |
| 2.3.2 Teste de Sentar e Alcançar Modificado (<i>Modified Sit-and-Reach Test -MSR</i>) | 24 |
| 2.3.3 <i>Back Saver Sit-and-Reach Test</i> | 25 |
| 2.3.4 <i>V Sit-and-Reach Test (VSR)</i> | 27 |
| 2.3.5 <i>Chair Sit-and-Reach Test (CSR)</i> | 28 |
| 2.3.6 <i>Modified Back-Saver Sit-and-Reach (MBS)</i> | 29 |
| 2.3.7 O ângulo da articulação do quadril (AAQ) | 30 |
| 2.3.8 Estimativas de confiabilidade e validade do protocolo de TSA e suas versões modificadas | 32 |
| 2.3.9 Métodos clínicos para a avaliação de flexibilidade de isquiotibiais e região lombar | 37 |
| 2.4 ANÁLISE CINEMÁTICA ANGULAR E FOTOGRAMETRIA | 40 |
| 3 METODOLOGIA | 42 |
| 3.1 DESENHO DO ESTUDO E CASUÍSTICA | 42 |
| 3.2 DESENVOLVIMENTO DA METODOLOGIA DE AVALIAÇÃO | 42 |
| 3.3 TRATAMENTO ESTATÍSTICO DOS DADOS | 45 |
| 4 RESULTADOS | 47 |
| 4.1 ELABORAÇÃO DO PROTOCOLO DE AVALIAÇÃO | 47 |
| 4.2 RESULTADOS OBTIDOS ATRAVÉS DA APLICAÇÃO DO PROTOCOLO DE AVALIAÇÃO | 54 |
| 5 DISCUSSÃO | 65 |
| 5.2 ANÁLISE DA CORRELAÇÃO DOS INDICADORES ANGULARES E PERCENTUAIS COM O TSA | 70 |
| 6 CONCLUSÃO | 75 |
| REFERÊNCIAS | 77 |
| APÊNDICES | 84 |

1 INTRODUÇÃO

O movimento de flexão do quadril e extensão dos joelhos resulta na flexão do tronco e do quadril e, conseqüentemente, no alongamento do grupo muscular denominado isquiotibial, o qual é formado pelos músculos bíceps femoral, semitendinoso e semimembranoso (ALTER, 1991).

Os músculos isquiotibiais devido a sua condição poliarticular, bem como a diversidade de funções, o caráter tônico-postural e as forças de tração o qual são submetidos possuem uma elevada tendência ao encurtamento (AYALA, F.; SAINZ DE BARANDA, 2011).

Esse encurtamento está relacionado como um fator que potencializa o surgimento de patologias e síndromes dolorosas como distensões musculares, dor lombar, disfunção da articulação fêmuro-patelar, pubalgia, desvios posturais, tendinite patelar, redução no desempenho físico, limitações da marcha e risco de quedas em adultos (AYALA, F.; SAINZ DE BARANDA, 2011; BALTAÇI et al., 2003; CAILLIET, 1988; CASTRO-PIÑERO et al., 2009; DIAS; CONESA, 2008; JONES et al., 1998; KAWANO et al., 2010; LEMMINK et al., 2003; LI et al., 1996; PATTERSON et al., 1996; SUÁREZ et al., 2010).

Por esse motivo, muitas baterias de testes que visam tanto a performance como a aptidão física relacionada à saúde utilizam testes que medem o nível de flexibilidade desta região (CASTRO-PIÑERO et al., 2009). Testes clínicos também são utilizados no intuito de prover diagnóstico e auxiliar na reabilitação (CORKERY et al., 2007).

Entre os vários testes clínicos e de campo que têm sido usados para medir a flexibilidade dos músculos isquiotibiais, pode-se citar como os mais utilizados o Teste de Sentar e Alcançar (TSA) e suas versões modificadas, o Teste de elevação do joelho estendido e o Teste do ângulo da articulação do quadril (AYALA, F.; et al., 2011; BALTAÇI et al., 2003; HOEGER; HOPKINS, 1992; HUI et al., 1999; HUI; YUEN, 2000; LI et al., 1996; MINKLER; PATTERSON, 1994; PATTERSON et al., 1996; SIMONEAU, 1998).

Estudos destinados a testes de campo têm alcançado destaque devido à facilidade de aplicação e por possibilitarem seu uso em grandes populações. Todavia, tanto os testes clínicos como os de campo podem apresentar problemas que interferem na sua confiabilidade e validade. Tais problemas podem surgir no

aspecto metodológico do teste, na sua viabilidade em relação a custos e pessoal especializado ou devido às peculiaridades das características anatômicas e físicas do ser humano.

O TSA, por exemplo, apesar de ser amplamente utilizado devido à sua metodologia simples e por seu baixo custo (CASTRO-PIÑERO et al., 2009; HUI et al., 1999; LÓPEZ-MIÑARRO et al., 2009), possui a limitação quanto à desproporção entre comprimento de membros em relação ao tronco, o que pode influenciar o seu resultado (FERNANDEZ; STUBBS, 1989; HOEGER; HOPKINS, 1992; SHIMON et al., 2010). Além disso, a abdução escapular pode ser responsável por alterações no teste, assim como uma série de combinações de movimentos da coluna vertebral (HOEGER et al., 1990).

As posturas adotadas pela região torácica e lombar não são distinguidas na pontuação do TSA, porém seus comportamentos são extremamente decisivos para se estabelecer a real condição de flexibilidade dos músculos posteriores da coxa (KENDALL, F. P., 1965).

Na tentativa de reparar esses problemas alguns estudos propuseram novos testes ou adaptações de testes existentes (BALTAZI et al., 2003; CORNBLEET; WOOLSEY, 1996; HOEGER et al., 1990; HUI; YUEN, 2000; JONES et al., 1998). A inserção da tecnologia, especialmente com o uso de recursos computacionais está permitindo um avanço nesta área e a solução de alguns impasses (CARDOSO et al., 2007).

Contudo, observa-se que não há um consenso a respeito do teste mais apropriado, questão que acaba suscitando dúvidas acerca da confiabilidade dos testes e em que situações eles devem ser utilizados.

Não obstante, nenhum deles propõe identificar como os segmentos corporais se comportam durante o movimento e qual a magnitude de sua influência no resultado. Portanto, o objetivo desse estudo é determinar a contribuição da articulação do quadril, da coluna lombar e da coluna torácica na execução do TSA em jovens brasileiros.

1. 1 JUSTIFICATIVA

De acordo com Fernandez e Stubbs (1989), os ossos, ligamentos, músculos, tendões e pele são limites estruturais da flexibilidade. O nível de flexibilidade afeta fatores como amplitude de movimento, atividade física e o risco de lesões.

A falta de flexibilidade pode acarretar problemas como a lombalgia. Nos Estados Unidos, estima-se que esse problema contribui, aproximadamente, com a perda de um bilhão de dólares por ano em produtividade e serviços, além de 225 milhões em indenizações trabalhistas. Normalmente, a falta de flexibilidade ocorre principalmente nos músculos posteriores da coxa, região lombar, região anterior do quadril, pescoço e ombros (ALLSEN et al., 2001).

Os músculos posteriores da coxa, também denominados isquiotibiais, são músculos poliarticulares que possuem várias funcionalidades, essas características podem contribuir significativamente para o encurtamento da musculatura (DAVIS et al., 2005).

Ayala et al. (2012), relatam que avaliar a flexibilidade dos isquiotibiais é imprescindível, pois o nível inapropriado de flexibilidade pode causar lesões nos tendões da musculatura, dores lombares, tendinopatia patelar, dano muscular após exercício excêntrico, redução do desempenho atlético, entre outros.

Assim Kiss (2003) complementa afirmando que a avaliação da flexibilidade permite identificar grupos musculares com déficit de comprimento, possibilitando uma intervenção preventiva para evitar prováveis lesões e melhorar o desempenho.

Segundo López-Miñarro et al (2007), o TSA é o teste mais comum para se avaliar a flexibilidade dos isquiotibiais e está presente em muitas baterias de testes visam avaliar essa região e também a região lombar. Apesar de sua utilização extensa, muitos estudos contestaram a sua aplicação (AYALA, F.; SAINZ DE BARANDA, 2011; CARDOSO et al., 2007; CORNBLEET; WOOLSEY, 1996; HOEGER et al., 1990; LÓPEZ-MIÑARRO et al., 2009; PERIN et al., 2012) por acreditarem que alguns fatores podem contribuir para a alteração do seu resultado. Esses fatores motivaram a criação de várias versões modificadas.

Entretanto, alguns estudos observaram que TSA e suas versões modificadas apresentaram validade semelhante para avaliação de isquiotibiais, porém nenhuma relação com a avaliação de flexibilidade lombar. O que permitiu inferir que os testes são semelhantes, apresentando apenas algumas variações metodológicas

(BALTACI et al., 2003; CASTRO-PIÑERO et al., 2009; CHUNG; YUEN, 1999; DANNY et al., 1998; JACKSON, A. W.; BAKER, 1986; LEMMINK et al., 2003; LIEMOHN, W. P. et al., 1994; MIYAZAKI et al., 2010; PATTERSON et al., 1996)

De acordo com López-Miñarro (2007), o movimento realizado para executar o TSA envolve a flexão do quadril, da coluna lombar e torácica. Entretanto, não foi estabelecida até o presente momento uma versão modificada do TSA capaz de identificar de que maneira os diferentes segmentos da coluna vertebral atuam no movimento. Ou seja, torna-se necessário a elaboração de um teste que analise e quantifique como o encurtamento ou a flexibilidade da coluna torácica, lombar e de quadril podem influenciar e alterar o movimento através de mecanismos de compensação.

Uma das maneiras que possibilitam essa avaliação é utilizar a análise cinemática angular por meio da fotogrametria. A fotogrametria consiste em uma técnica que registra, mede e interpreta imagens fotográficas de objetos, meio ambiente ou seres humanos. As medidas realizadas nas imagens interligam-se a outras fontes informativas que detêm ferramentas para determinar posições relativas entre pontos de referências, ângulos, distâncias e áreas (RICIERI, 2005).

Assim, aliar a técnica de fotogrametria ao TSA, permitirá criar um novo protocolo que poderá preencher lacunas relacionadas à validade e confiabilidade, as quais o teste tradicional e suas versões não conseguem suprir.

A fotogrametria possibilitará analisar o movimento de flexão do tronco e de quadril com precisão e qualidade, partindo do pressuposto que uma articulação dificilmente tem uma ação independente, pois a condição da musculatura que a envolve bem como a sua estimulação, exercem uma forte influência sobre toda a estrutura corporal.

1.2 OBJETIVOS DA PESQUISA

1.2.1 Objetivo Geral

Determinar a contribuição da articulação do quadril, da coluna lombar e da coluna torácica na execução do Teste de Sentar e Alcançar (TSA) em jovens brasileiros.

1.2.2 Objetivos Específicos

- a) Determinar um protocolo de avaliação da flexão total de tronco por meio de fotogrametria.
- b) Comparar a variação das contribuições da articulação do quadril, da coluna lombar e da coluna torácica em relação ao Índice de Massa Corporal (IMC).
- c) Comparar a variação das contribuições da articulação do quadril, da coluna lombar e da coluna torácica com o resultado geral do Teste de Sentar e Alcançar, segundo classificação do protocolo Canadian Standardized Test of Fitness (CSTF).
- d) Comparar a variação das contribuições da articulação do quadril, da coluna lombar e da coluna torácica com o resultado geral do Teste de Sentar e Alcançar, segundo a classificação do protocolo de Pollock e Wilmore (1993).
- e) Propor uma classificação de acordo com a distribuição dos resultados da contribuição de cada segmento corporal.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 FLEXIBILIDADE

Do latim *flectere* ou *flexibilis*, a flexibilidade é definida como uma amplitude de movimento disponível em determinada articulação, sendo que sua tensão, quando aplicada aos tecidos moles, proporciona aumento da extensibilidade das fibras musculares (ALTER, 1991; BAKIRTZOGLU et al., 2010; FERNANDES et al., 2002).

De acordo com Pollock e Wilmore (1993) a flexibilidade pode ser expressa como elasticidade ou descontração de músculos ou articulações, que envolve relações interósseas, musculares, fasciculares, tendinosas, ligamentares e da cápsula articular.

Complementando essa afirmativa, Dantas (1995) indica que a flexibilidade é formada pela elasticidade presente nos músculos, pela mobilidade das articulações, pela plasticidade dos ligamentos e tendões e pela maleabilidade da pele.

A flexibilidade adequada é um fator indispensável para a atividade física e além de ser um aliado considerável para a correção postural, previne lesões e garante maior eficiência a técnicas e gestos esportivos (GUARIGLIA et al., 2011; KISS, 2003).

Existem duas formas de se obter flexibilidade: pelo alongamento dinâmico ou pelo alongamento estático. Na primeira forma, um torque é aplicado para produzir movimento balístico e rápido, o qual chega até o limite do arco de movimento da articulação, acarretando em reflexo miotático ou de estiramento. A segunda forma, é realizada em uma posição em que as articulações são colocadas em seu limite máximo do arco de movimento, geralmente, ele é produzido pelo peso do segmento anatômico ou pelo aumento do braço de resistência (FERNANDES et al., 2002; MOLINARI, 2000).

De acordo com Fernandes (2002), a utilização de alongamento estático é preferível, pois previne lesões, impede a ocorrência do reflexo de estiramento que acarreta em contração muscular e há menor chance de ocorrer dores musculares.

Existe também uma técnica de alongamento muito utilizada na reabilitação denominada Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva (FNP), a qual foi elaborada

com base nos efeitos inibição e excitação dos motoneurônios e fusos musculares detectores de comprimento. A técnica consiste inicialmente em uma contração isométrica máxima, seguida por um relaxamento e depois alongamento do músculo até o limite máximo da amplitude articular (ENOKA, 2000).

A metodologia de treinamento da flexibilidade depende dos objetivos estabelecidos, podendo se diferenciar pelo nível de intensidade entre os exercícios. Ou seja, um trabalho submáximo da flexibilidade é denominado alongamento, e o máximo, de flexionamento (MOLINARI, 2000).

O tecido conjuntivo tem um papel considerável para as mudanças de flexibilidade. Ou seja, os exercícios de flexibilidade não devem contemplar apenas mudanças elásticas, mas também plásticas, pois produzem mudanças mais permanentes nos tecidos. Essas mudanças plásticas podem ser obtidas por meio de exercícios de baixa intensidade e longa duração (ENOKA, 2000).

2.2 BIOMECÂNICA DO MOVIMENTO DE FLEXÃO DE QUADRIL E TRONCO E FLEXIBILIDADE DOS MÚSCULOS POSTERIORES DA COXA

Os principais músculos que atuam na flexão do quadril são os que cruzam a articulação no plano anterior, são eles: o íliaco, psoas maior, pactíneo, reto femoral, sartório e tensor da fáscia lata (HALL, 2005).

Na posição sentada, o quadril já apresenta uma flexão de aproximadamente 90°, a flexão adicional ocorre basicamente pela ação do iliopsoas (SMITH et al., 1997).

Em relação ao comportamento da coluna vertebral, Alter (1991), afirma que toda flexão anterior ocorre na coluna lombar. Ou seja, parte da flexão, mais especificadamente, 5% a 10% ocorre entre L1 e L4, 20% a 25% entre L4 e L5 e 60% a 75% entre L5 e S1. Além disso, a maior parte da flexão ocorre quando o tronco está inclinado 45° para frente, sendo que a flexão total da lombar passa a ser restringida quando o comprimento da curva lordótica é revertida. Esse impedimento mecânico da coluna lombar faz com que a progressão da flexão do tronco seja realizada pela ação do quadril.

A flexão do tronco e quadril com os joelhos estendidos proporciona alongamento das fibras dos músculos posteriores da coxa denominados isquiotibiais.

Os músculos isquiotibiais são responsáveis pela extensão do quadril e flexão do joelho. Além disso, proporcionam o controle da pelve através de uma tração inferior no túber isquiático, gerando uma inclinação posterior da pelve. Essa função os torna responsáveis pela manutenção da postura ereta, por isso, a presença de encurtamento dos músculos isquiotibiais podem acarretar problemas posturais graves, devido ao achatamento da região lombar e por forçar uma inclinação posterior contínua da pelve (HAMILL; KNUTZEN, 2008).

Para se obter um desempenho favorável e seguro quando se alongam os isquiotibiais, deve-se levar em consideração a combinação de flexibilidade, força e mecânica adequada. Pois, quando se realiza a flexão do quadril com os joelhos estendidos, vários fatores podem limitar a amplitude de movimento. Ou seja, comprimento excessivo dos músculos da região dorsal, ou comprimento normal dos músculos da região torácica aliado ao encurtamento da coluna lombar, além de outras variações de força e comprimento muscular, podem alterar a mecânica do movimento e impedir o alongamento adequado dos isquiotibiais (KENDALL et al., 2007).

Outros fatores que podem ser potenciais limitadores envolvem deformidades nos discos intervertebrais, ligamentos ou componentes ósseos, desvios posturais, irritação do nervo ciático e desequilíbrios musculares (ALTER, 1991).

2.3 TESTES PARA A AVALIAÇÃO DA FLEXIBILIDADE DOS MÚSCULOS POSTERIORES DA COXA

Segundo Kiss (2003), existem três formas distintas de se avaliar a flexibilidade: através de medidas angulares (goniometria e fleximetria), de medidas adimensionais (flexiteste) e de medidas lineares (teste de sentar e alcançar, teste de flexão de Schober, teste ântero-posterior e látero-lateral, etc).

Embora existam vários testes clínicos de elevada precisão para avaliação do nível de flexibilidade dos isquiotibiais como, por exemplo, a radiografia que é considerada padrão ouro e o Teste de elevação do joelho estendido, muitos centros

de avaliação física adotam o teste de medida linear chamado Teste de Sentar e Alcançar (TSA), devido a sua praticidade e baixo custo. O TSA é um teste de campo bem conhecido na literatura (KISS, 2003; MOLINARI, 2000; MORROW et al., 2003; POLLOCK; WILMORE, 1993; TRITSCHLER, 2003).

Contudo, estudos identificaram vários problemas no TSA em relação às influências ocasionadas pelas peculiaridades das características anatômicas, musculares e articulares humanas o que suscitou na criação de novos testes ou modificações do próprio TSA (BALTAÇI et al., 2003; CARDOSO et al., 2007; CORNBLEET; WOOLSEY, 1996; FERNANDEZ; STUBBS, 1989; HOEGER et al., 1990; HUI et al., 1999; JONES et al., 1998; LEMMINK et al., 2003; LÓPEZ-MIÑARRO et al., 2007; PERIN et al., 2012).

Ou seja, no intuito de solucionar esses impasses antropométricos e biomecânicos que foram sendo identificados ao longo de pesquisas, algumas versões modificadas do TSA foram desenvolvidas. Os tópicos a seguir, relatarão a respeito do TSA, das principais versões instituídas até o presente e dos testes clínicos comumente utilizados para a avaliação de flexibilidade dos isquiotibiais.

2.3.1 Teste de Sentar e Alcançar (*Sit and Reach Test - SR*)

O teste de Sentar e Alcançar (TSA) é o método padrão mais comum para avaliar o nível de flexibilidade de isquiotibiais (CARDOSO et al., 2007; CORNBLEET; WOOLSEY, 1996; DANNY et al., 1998; HOEGER; HOPKINS, 1992; HOEGER et al., 1990; HUI; YUEN, 2000; JONES et al., 1998; LÓPEZ-MIÑARRO et al., 2009). Ele é originário do protocolo da *American Alliance for Health, Physical Education, Recreation and Dance (AAHPERD, 1998)*, e depois foi incluído em baterias de testes que visam avaliar aptidão física relacionada à saúde como o *Eurofit* (AYALA, F.; SAINZ DE BARANDA, 2011; BALTAÇI et al., 2003; LÓPEZ-MIÑARRO et al., 2009; PATTERSON et al., 1996).

Sua utilização é extensa pelo fato de seus procedimentos serem simples, fáceis de administrar, necessitarem de pouco treinamento e habilidades mínimas e serem muito úteis na avaliação em larga escala (CASTRO-PIÑERO et al., 2009; HUI et al., 1999; LÓPEZ-MIÑARRO et al., 2009).

O seu escore é dado pelo ponto mais distante alcançado por ambas as mãos em uma caixa padronizada, geralmente, denominada como Banco de Wells. O indivíduo avaliado senta de frente para o banco apoiando a região plantar de seus pés em sua parede, estende os joelhos e cotovelos e faz uma inclinação máxima do tronco a frente (CORNBLEET; WOOLSEY, 1996; WELLS; DILLON, 1952) (FIGURA 1).



Figura 1 - Execução do Teste de Sentar e Alcançar (TSA)

O TSA é o teste de campo mais empregado para avaliar a flexibilidade dos isquiotibiais, fato amparado pelo estudo de Wells e Dillon (1952), que comparou as pontuações do TSA com o Teste de toque nos dedos dos pés, em 100 mulheres universitárias. Embora o coeficiente de validade tenha sido elevado ($r = 0,90$), até aquele momento, nenhuma comparação tinha sido realizada com um teste de critério estabelecido, mas somente com outro teste de campo (MINKLER; PATTERSON, 1994).

Como a flexibilidade é altamente específica (MORROW et al., 2003), em um único teste é pouco provável que se consiga medir mais de um tipo de flexibilidade. A maioria dos avaliadores tem sido levada a acreditar que as medidas do TSA predizem o nível de flexibilidade tanto de isquiotibiais quanto da região lombar, no entanto, os resultados mostrados a seguir evidenciam que o TSA deve ser empregado apenas como uma medida de flexibilidade dos isquiotibiais. Sendo esta assertiva válida também para os TSA modificados, os quais surgiram como uma

consequência dos questionamentos do meio científico a cerca de possíveis fatores capazes de interferir no resultado do teste.

Kendall (1965), afirma que o escore no TSA não distingue a contribuição da coluna lombar e dos músculos isquiotibiais no movimento. Jackson et al (1998) reportaram que o TSA tem uma validade moderada para prever a flexibilidade de isquiotibiais, mas não encontrou validade para coluna lombar.

Não obstante, alguns autores afirmam que a desproporção entre o comprimento de membros em relação ao tronco pode influenciar o resultado de TSA, pois uma pessoa com membros inferiores longos e tronco curto pode falhar no teste mesmo tendo um nível de flexibilidade aceitável. Da mesma maneira, o TSA não consegue explicar discrepâncias que ocorrem quando os indivíduos têm membros inferiores longos e membros superiores curtos ou o contrário, porém com o mesmo grau de flexão de quadril (FERNANDEZ; STUBBS, 1989; HOEGER; HOPKINS, 1992).

Hoeger et al (1990), estimaram que a abdução escapular durante o TSA é responsável por 3 a 5 centímetros de variação na pontuação final e indicou que uma série de combinações de movimentos pode influenciar o resultado final.

Ou seja, uma flexibilidade normal da coluna e dos isquiotibiais exerce um tipo de influência sobre o teste, geralmente positiva, gerando um resultado final favorável. Entretanto, um aumento de flexibilidade de coluna lombar e pouca flexibilidade de isquiotibiais ou o inverso, podem gerar o mesmo resultado contribuindo para um resultado equivocado (CORNBLEET; WOOLSEY, 1996).

2.3.2 Teste de Sentar e Alcançar Modificado (*Modified Sit-and-Reach Test - MSR*)

O Modified Sit and Reach (MSR) foi projetado para fornecer um meio mais confiável para medir flexibilidade dos isquiotibiais (HOEGER et al., 1990).

No protocolo do MSR, o indivíduo assume uma posição sentada com a cabeça, costas e quadris contra a parede (ângulo de 90° na articulação do quadril) e os pés contra a caixa (Banco de Wells), a qual tem uma escala de medição de deslizamento que vai de 0 a 90 centímetros. O avaliado é instruído a colocar uma mão sobre a outra e chegar ao nível da escala de medição. Durante o alcance

inicial, a cabeça e as costas devem permanecer em contato com a parede; somente a abdução escapular deve ser realizada. O início da escala de medida, então, é colocado no ponto zero, ou seja, no ponto onde está a ponta dos dedos do indivíduo. Esta técnica estabelece a relação denominada distância *finger-to-box* (FBD).

A FBD estabelece um ponto de zero relativo para cada indivíduo com base nas diferenças proporcionais do comprimento dos membros. Após esse ponto zero ser estabelecido, a escala de medição de deslizamento é mantida firmemente no lugar e, em seguida, o indivíduo faz a flexão de tronco com os cotovelos estendidos para concluir o teste. A pontuação é dada pela distância total alcançada (HOEGER et al., 1990).

Inicialmente essa nova versão foi realizada com 258 voluntários de 14 a 19 anos. Nos resultados não houve diferença significativa entre os grupos no desempenho do MSR, mas uma diferença significativa foi encontrada no desempenho TSA. Já em outro estudo realizado com 220 homens de 20 a 84 anos, por correlação observou-se que pessoas com maiores distâncias de FDB possuíam um desempenho ruim no TSA. Separou-se três grupos FDB alto, médio e baixo e constatou-se diferenças significativas entre eles. Houve diferença de desempenho significativa em TSA, mas não em MSR. Esses estudos afirmaram que o MSR conseguia eliminar a influência da desproporção de membros (HOEGER et al., 1990; HOPKINS; HOEGER, 1992). Porém, somente no estudo realizado com 257 mulheres confirmou-se a validade do MSR (HOEGER; HOPKINS, 1992).

Segundo Hoeger et al. (1990), o protocolo MSR requer apenas alguns segundos adicionais para executá-lo, é um teste viável quando se pretende eliminar a influência da desproporção de membros.

2.3.3 Back Saver Sit-and-Reach Test

Outra versão modificada é o denominado *Back Saver Sit-And-Reach Test* (FERNANDEZ; STUBBS), o qual foi recomendado pelo FITNESSGRAM (1994) que inicialmente utilizava o TSA.

O BS obteve a atenção do meio científico quando o estudo de Cailliet (1988) verificou que ele causava menos compressão nos discos intervertebrais lombares, além do fato de permitir analisar a simetria de flexibilidade dos membros inferiores.

Pois na execução do teste, um joelho deve estar estendido enquanto que o outro flexionado (LÓPEZ-MIÑARRO et al., 2009).

Alguns estudos analisaram a validade e a confiabilidade entre o TSA e o BS (BALTACI et al., 2003; HUI et al., 1999; PATTERSON et al., 1996). Neles, foram relatados que o TSA e o BS são indicadores moderadamente válidos para avaliar o nível de flexibilidade de isquiotibiais. Entretanto, eles foram analisados somente pela validade obtida da pontuação dada pelo alcance máximo no teste, e não pelo comportamento da pelve e da coluna vertebral.

López-Miñarro et al. (2009), observaram diferenças significativas no ângulo torácico entre TSA e BS. Eles concluíram que a postura da região torácica é influenciada pela posição e procedimentos administrados pelo avaliador nos testes. Essas diferenças não chegaram a ser analisadas com a pontuação de alcance máximo.

Liemohn et al. (1994), fizeram uma análise da movimentação lombossacra e da pontuação do alcance máximo de BS e TSA por meio de um monitor *Ady-Hall* lombar, o qual indicou que o movimento da coluna vertebral presente em ambos os testes era semelhante. Dessa forma, concluíram que a posição dos membros inferiores no BS não influencia as posturas pélvica e lombar, quando a flexão máxima do tronco com um dos joelhos estendidos é executada.

Pouco foi estudado a respeito da coluna vertebral e da postura pélvica do BS e TSA e sua relação com a pontuação de alcance máximo. Isso porque essa pontuação não distingue as contribuições da coluna lombar, torácica e as articulações do quadril durante o teste (CORNBLEET; WOOLSEY, 1996). No entanto, como a flexão do tronco é um movimento complexo que envolve todos esses fatores, seu comportamento deve ser considerado, pois pode influenciar diretamente no resultado do teste (LÓPEZ-MIÑARRO et al., 2009).

Com o intuito de relacionar essas variáveis, o estudo de López-Miñarro et al. (2009) propôs a comparação entre os ângulos torácico, lombar e pélvico, aferidos por meio de um inclinômetro, entre os testes BS e TSA para comparar suas validades, e para isso utilizou o método Teste de elevação do joelho estendido, como medida de critério.

Os resultados mostraram que o ângulo torácico foi maior no BS do que no TSA para ambos os sexos, provavelmente devido à maior flexão de quadril unilateral do BS. Além disso, o maior ângulo torácico no BS pode ser em decorrência de uma

posição mais posterior do ombro, a uma menor inclinação pélvica anterior e pelo ângulo lombar quando a máxima flexão do tronco é atingida. Todavia, as diferenças no ângulo torácico entre TSA e BS foram atribuídas a um erro de medição, pois não foram suficientes para superar o MDC (*minimal detectable change*) de 95%.

Assim, concluiu-se que diferenças significativas foram observadas no ângulo torácico entre TSA e BS. Mas essas diferenças foram clinicamente insignificantes, devido à hipótese de estarem relacionadas ao erro de medição.

Dessa forma, de acordo com o López-Miñarro et al. (2009), se uma avaliação individual da perna direita e esquerda tornar-se necessária, o BS pode ser utilizado. Mas os resultados devem ser interpretados com cautela, porque a sua validade concorrente é de fraca a moderada, especialmente em homens.

Liemohn et al. (1994) indicaram que o movimento lombossacro no TSA e BS eram quase idênticos, e que a flexão de uma extremidade em ambos os joelhos e articulações do quadril, gira a pelve posteriormente, reduzindo o momento de giro do tronco e diminuindo a pressão intradiscal.

Como os músculos têm sua origem na tuberosidade isquiática, o ângulo pélvico provavelmente fornece um melhor reflexo da extensibilidade dos músculos isquiotibiais. Mas, em contrapartida, a pontuação do teste é influenciada também pelo comportamento da coluna e por fatores antropométricos, que podem acabar alterando a sua validade.

Hui e Yuen (2000) postularam que o envolvimento do adutor e dos glúteos do joelho flexionado pode limitar o movimento de alongar para frente. Dessa maneira, a maior inclinação pélvica posterior no BS pode estar relacionada à posição do quadril do membro não avaliado.

2.3.4 V Sit-and-Reach Test (VSR)

Outro teste que parte da ideia do TSA é o V *Sit-and-reach* (VSR). Esse teste tem sido proposto como uma alternativa para o clássico TSA porque se necessita apenas uma fita métrica para sua execução. Além disso, sua consistência intraclasse e a comparação com medidas de critério são elevadas (LÓPEZ-MIÑARRO et al., 2008).

Para executá-lo, o participante deve sentar-se no chão com os pés separados cerca de 30 centímetros para que as pernas fiquem em uma posição semelhante à forma da letra V. Uma régua é colocada no chão entre os membros inferiores, o início da régua permanece na mesma linha da região plantar dos pés e a uma distância de 23 centímetros de cada calcanhar. Os procedimentos do teste e a classificação são os mesmos que o TSA, a vantagem é que não necessita de material específico como o Banco, podendo ser realizado em qualquer lugar (HUI et al., 1999).

A posição do quadril neste teste é diferente do TSA o que pode influenciar a pontuação e a validade de critério. No estudo de López-Miñarro et al. (2008), avaliou-se 102 homens e 96 mulheres jovens adultos, e o VSR mostrou uma maior flexão da coluna e inclinação pélvica anterior. A validade de isquiotibiais para TSA foi ligeiramente superior do que o VSR em homens e mulheres. Dessa forma, concluiu-se que o TSA é um teste preferível à VSR como medida de flexibilidade dos isquiotibiais em adultos jovens.

2.3.5 Chair Sit-and-Reach Test (CSR)

Para a avaliação da flexibilidade de isquiotibiais em adultos de meia idade e idosos, o BS e o TSA são considerados testes aceitáveis. Contudo, em detrimento das condições médicas ou limitações funcionais como, por exemplo: a obesidade; fraqueza muscular na região do quadril e joelho; dores lombares e ausência severa de flexibilidade, muitos idosos possuem dificuldade de sentar-se no chão para a execução do teste. Além disso, devido a uma possível fraqueza dos músculos abdominais, muitos não conseguem manter-se na posição sentada sobre uma superfície plana, principalmente com os dois joelhos estendidos, pois tendem a cair para trás durante o teste. Portanto, para tornar possível a avaliação de flexibilidade de isquiotibiais sem oferecer risco a essa população criou-se o teste *Chair Sit-and-Reach* (CSR), o qual se faz uso de uma cadeira (JONES et al., 1998).

O teste de CSR pode ser mais bem descrito como uma versão modificada do teste BS, em que apenas um membro inferior de cada vez é testado, objetivando reduzir o estresse na parte inferior das costas e coluna vertebral.

No CSR, os participantes devem sentar-se perto da extremidade frontal de uma cadeira, estendendo um joelho a frente do quadril e mantendo o outro joelho flexionado e ou ligeiramente para o lado (JONES et al., 1998).

No estudo dos criadores do teste (JONES et al., 1998), o objetivo consistiu em determinar a confiabilidade teste-reteste e a validade do CSR, comparando a pontuação a um critério de medida de flexibilidade (goniômetro).

Os resultados do estudo indicaram que a CSR é altamente confiável e tem validade moderada como uma medida de flexibilidade dos isquiotibiais. Além disso, a CSR parece ser um procedimento de avaliação seguro e socialmente aceitável para os adultos mais velhos, podendo medir separadamente cada membro inferior, para detectar eventuais diferenças bilaterais em termos de flexibilidade.

Os autores recomendam muita cautela quando se avalia os participantes frágeis ou indivíduos com problemas de equilíbrio. E, segundo os seus resultados, relatam que o CSR pode fornecer uma medida de resultado satisfatório para avaliar a eficácia da intervenção terapêutica com essa população. No entanto, estudos adicionais devem ser realizados para averiguar se o CSR é capaz de detectar mudanças ao longo do tempo. São necessários também, mais estudos que investiguem a confiabilidade e a validade do CSR com as populações fisicamente frágeis e portadores de deficiência (JONES et al., 1998).

2.3.6 Modified Back-Saver Sit-and-Reach (MBS)

Hui e Yuen (2000), em seu estudo, salientaram que a posição do membro inferior não avaliado no BS era relatada como um incômodo pelos avaliados. Por isso, o objetivo do estudo foi comparar a validade de critério entre o *Modified Back-Saver Sit-and-Reach* (MBS), novo teste proposto pelos autores, com os protocolos de CSR, VSR e BS.

O MBS adota, assim como o BS, a extensão de somente um joelho na execução do teste, o que elimina a compressão excessiva do disco posterior das vértebras (CAILLIET, 1988), porém, como o indivíduo fica sentado em uma bancada, o joelho que não está sendo avaliado fica flexionado com o pé encostado no chão, minimizando o desconforto. O teste requer apenas uma régua de medição e uma bancada alta de 12 polegadas para o indivíduo sentar.

Os resultados do estudo demonstraram que essa modificação do BS, pode ser um teste mais apropriado, porque além de produzir semelhante validade e confiabilidade em mulheres como nos demais protocolos, obteve melhor validade em homens e não necessita de banco específico para sua execução (HUI; YUEN, 2000).

O original BS, dependendo do indivíduo que irá executá-lo, pode provocar sensação de desconforto na articulação do quadril do joelho flexionado. Isso porque quando o sujeito realiza a inclinação do tronco à frente a articulação do quadril sofre uma angulação anormal. Não obstante, o envolvimento dos músculos adutores e glúteos do joelho flexionado pode limitar o movimento. Os autores recomendaram mais estudos relacionados à biomecânica de ambos os testes (HUI; YUEN, 2000).

2.3.7 O ângulo da articulação do quadril (AAQ)

Cornbleet e Woolsey (1996) propuseram a avaliação da flexibilidade por meio do ângulo da articulação do quadril (AAQ), ou seja, o ângulo de inclinação do sacro e da pelve em relação ao plano horizontal mensurado quando o indivíduo executa o alcance máximo no TSA. Os autores acreditam que o AAQ, em vez do maior alcance dos dedos, consegue eliminar alguns fatores antropométricos e abdução escapular que influenciam o escore.

Além disso, reportam que o AAQ se sobressai quando comparado com o método clínico Teste de elevação do joelho estendido, pois neste o avaliador deve monitorar a posição pélvica em todo o teste para se obter resultados precisos. Ou seja, um encurtamento nos extensores do quadril pode puxar a pelve de maneira que ela execute uma inclinação anterior, comprometendo o teste. Por isso, o uso da posição sentada permite que os quadris se movam na mesma direção e elimina a necessidade de estabilizar a pelve ou considerar a influência do encurtamento dos extensores do quadril.

Para os autores o uso do inclinômetro para medir o AAQ como um indicador do comprimento dos músculos de isquiotibiais durante o TSA é simples, rende medições confiáveis, e não é influenciado por fatores antropométricos. Contudo, o método não inclui medição da região dorsal.

A incorporação dos recursos tecnológicos cada vez mais avançados no meio científico juntamente com a ampla criação de softwares especializados de acesso facilitado estão, gradativamente, contribuindo com o fornecimento de dados científicos mais fidedignos e confiáveis.

E partindo de concepções como esta, o estudo de Cardoso et al (2007), objetivou avaliar a confiabilidade intra e interobservadores da mensuração desse mesmo ângulo da articulação do quadril durante o TSA por meio de cinemática angular e encontrou alta confiabilidade em seus resultados. Os autores afirmaram que é uma técnica de fácil aplicação e que fornece ao meio clínico um método confiável para mensurar o comprimento de isquiotibiais por meio da cinemetria.

Ou seja, para fazer essa mensuração alguns avaliadores, principalmente da área da fisioterapia, utilizam a cinemetria, que visa medir parâmetros cinemáticos do movimento. O sistema utilizado para essa mensuração é através de câmeras fotográficas, filmadoras e programas de cálculos específicos que captam a imagem e permitem sua observação minuciosa e a comparação com outras imagens (CARDOSO et al., 2007).

O método de medida angular, por isolar movimentos articulares e oferecer informações menos afetadas por proporções de segmentos corporais tem recebido preferência por especialistas da área (GUEDES; GUEDES, 2006).

O estudo de Kawano et al. (2010), propôs investigar a influência do músculo gastrocnêmio no teste TSA com a avaliação do ângulo de articulação do quadril (AAQ), pois, segundo os autores, o encurtamento desse músculo poderia afetar o resultado do teste. Dessa maneira, por correlação, eles observaram que havia influência do gastrocnêmio e por isso sugeriu-se deixar o tornozelo livre durante a realização do TSA.

Como foi visto anteriormente, outras versões do TSA foram estudadas para que se eliminassem possíveis fatores de interferência, todavia, todos levam em consideração apenas o maior alcance dos dedos no ponto mais distante da escala métrica e não um aspecto que parece ser mais importante: o ângulo formado pela articulação do quadril (CARDOSO et al., 2007).

2.3.8 Estimativas de confiabilidade e validade do protocolo de TSA e suas versões modificadas

Nesta seção, estão relatados os estudos que fizeram estimativas de confiabilidade e validade dos protocolos de TSA e versões modificadas com diferentes populações. O principal intuito desses estudos foi identificar, dentre eles, qual efetivamente avalia a flexibilidade dos músculos isquiotibiais e região lombar, bem como promover comparação entre aplicação e procedimentos de cada um.

Jackson e Baker (1986), em sua pesquisa, mostraram que o TSA é uma medida válida para a flexibilidade de isquiotibiais além de altamente reproduzível ($r > 0,90$), entretanto, foi mal correlacionado com uma medida clínica de flexibilidade da região lombar, indicando que esse teste não é válido para essa região.

Em outra pesquisa de Jackson et al. (1998), o objetivo foi verificar a relação entre o desempenho do TSA e do teste de força abdominal denominado *Sit-up*, comuns em baterias de testes de aptidão física de jovens e adultos, com o relato de dor lombar.

Os resultados do estudo indicaram que não havia qualquer relação entre a dor lombar e o desempenho em ambos os testes, sugerindo que nas avaliações de aptidão física relacionada à saúde não havia um embasamento científico que sustentasse a inclusão do TSA e do *Sit-up* como preditores de desempenho relacionados à dor lombar.

Liemohn et al. (1994), examinaram a validade de critério do TSA e BS. Os sujeitos foram 40 estudantes universitários. Utilizou-se um inclinômetro para medir a flexibilidade lombossacral e flexibilidade da articulação do quadril (isquiotibiais). Embora a validade de critério de ambos os testes ter sido identificada como medidas de flexibilidade de isquiotibiais ($r = 0,70-0,76$), não se encontrou uma validade de critério consistente relacionado à flexibilidade de coluna lombar ($r = 0,29-0,40$).

O estudo de Patterson et al. (1996) obteve um resultado semelhante. Os autores examinaram a validade e confiabilidade do BS para alunos do ensino médio. Os resultados indicaram que o teste foi moderadamente relacionado com a flexibilidade dos músculos isquiotibiais, mas sua relação com a flexibilidade de coluna lombar também foi baixa para ambos os sexos.

No estudo de Danny et al. (1998), comparou-se a atividade eletromiográfica muscular durante a execução do TSA com a atividade eletromiográfica do

denominado *Stand-and-reach*, em que o indivíduo deve subir em uma caixa e fazer uma flexão de tronco, a distância da ponta dos dedos até o chão é marcada.

Para se obter um registro mais acurado do envolvimento da musculatura durante o teste, este foi dividido em três fases. A fase um partiu do início do movimento até a curva máxima dos quadris; a fase dois caracterizou-se pela sustentação da curva máxima por três segundos; e a fase três iniciou com o período de recuperação da posição de exploração para a posição inicial.

Dessa forma, foi identificado que não houve diferenças significativas na fase dois dos testes. Já as fases um e três mostraram diferenças significativas na atividade muscular de grupos musculares diferentes.

Na fase um, o semitendinoso, bíceps femoral e eretores da espinha lombares fizeram uma contração excêntrica para estabilizar o movimento de flexão do tronco. No *Stand Sit-and-Reach*, as atividades musculares foram maiores do que no TSA. A razão para isto se deve pela elevada carga muscular desenvolvida para estabilizar o movimento durante a flexão do tronco. Na fase três, as atividades musculares no *Stand Sit-and-Reach* foram substancialmente maiores comparadas ao TSA pelo fato de que o indivíduo deveria fazer uma contração muscular concêntrica para levantar o tronco e retornar para a posição em pé.

No entanto, os resultados indicaram que não houve diferença significativa no desempenho entre *Stand Sit-and-Reach* e TSA. Ou seja, a eficácia da avaliação da flexibilidade dos isquiotibiais foi semelhante para ambos.

Chung e Yuen (1999) compararam o TSA, MSR e o YMCA SR, o qual difere do TSA tradicional pelo fato de que é realizado no chão através de marcações. Os autores observaram que o TSA e o MSR apresentaram validade para medição de flexibilidade dos isquiotibiais ($r= 0,71$ para SR e $0,77$ para MSR), porém a correlação com a medição de flexibilidade lombar foi extremamente baixa. Diferentemente, o YMCA SR apresentou correlação moderada tanto para isquiotibiais quanto para lombar ($r= 0,64$ e $0,47$, respectivamente).

Lemmink et al. (2003) , examinou a evidência de validade de critério para TSA e o MSR com medidas de critério de isquiotibiais e região lombar em adultos de meia-idade. A partir das correlações moderadas somente para a flexibilidade de isquiotibiais, os autores afirmaram que esses testes só podem ser considerados uma medida aceitável de flexibilidade para essa musculatura. E, assim como nos outros

estudos, os dados não suportaram o seu uso como uma medida de flexibilidade lombar.

Eles indicaram que se a flexibilidade lombar deve ser medida em situações que envolvam grandes populações, um teste de campo específico, fácil de administrar e rápido deve ser desenvolvido.

Hartman e Looney (2003), encontraram em crianças do ensino fundamental moderada correlação do BS para a medição de flexibilidade de isquiotibiais e, também, baixa correlação para a região lombar quando comparado com os testes de medida critério.

Segundo Baltaci et al. (2003), estudos indicam que as estimativas de confiabilidade para o TSA são consistentemente altas (0,96-0,99). Embora o TSA, BS e CSR são geralmente considerados aceitáveis como medidas de campo para teste de flexibilidade dos isquiotibiais, para a maioria das faixas etárias, não existem estudos sobre qual é a melhor técnica.

Por isso, os autores compararam TSA, o CSR e o BS em estudantes universitárias. Utilizando a goniometria como medida de critério, suas análises indicaram que os testes TSA e BS foram altamente relacionados à flexibilidade dos isquiotibiais. Contudo, o teste de CSR não se relacionou com a flexibilidade dos isquiotibiais para o joelho direito e esquerdo.

Mesmo sendo válidos para a avaliação de flexibilidade de isquiotibiais, o TSA e o BS possuem limitações inerentes para adultos com problemas lombares ou que têm dificuldade de sentar sobre uma superfície plana com as pernas estendidas, por isso, o teste de CSR foi proposto como uma alternativa para avaliar a flexibilidade dos isquiotibiais em idosos (BALTACI et al., 2003).

Castro-Piñero et al (2009), examinaram o critério de validade do TSA e do MSR para estimar a flexibilidade dos isquiotibiais por meio da comparação com o Teste de elevação do joelho estendido em crianças e adolescentes, bem como para determinar se o MSR é um teste mais válido do que o TSA. Dessa maneira, diferenciando-se de outros resultados, encontrou-se que a validade de critério de TSA e MSR para medir flexibilidade de isquiotibiais era fraco. Os dados não suportaram a hipótese de que a MSR é um método mais válido para avaliar a flexibilidade isquiotibiais do que o TSA em crianças e adolescentes.

Ayala e Baranda (2011) estimaram a confiabilidade absoluta dos testes MSR e BS realizados com 30 jogadores de futsal. Os resultados do estudo sugeriram que

o teste BS tem confiabilidade absoluta aceitável (Coeficiente de variação <10%), já para o MSR a confiabilidade absoluta ultrapassou a variação de 10% considerada. A principal justificativa dos autores está no fato de que a execução do MSR é mais complexa que a do BS.

A fim de examinar o significado da pontuação do teste TSA em idosos, Miyazaki et al. (2010), investigaram a correlação do TSA com a mobilidade da coluna vertebral e o Teste de elevação do joelho estendido. Os sujeitos foram 161 idosos com idade média de 72,6 anos. Encontrou-se uma correlação significativa entre o TSA e o teste critério para isquiotibiais, mas, da mesma maneira que os outros estudos, nenhuma correlação foi encontrada com a mobilidade da coluna vertebral (lombar ou torácica).

Ayala et al (2011), analisaram a validade de critério do TSA, Teste de toque do dedo do pé (TT), MSR e BS para estimar flexibilidade dos isquiotibiais através da medida critério representada pelo Teste de elevação do joelho estendido em jogadores profissionais de futsal. O TSA, TT, MSR e BS tiveram validade critério moderada para estimar a flexibilidade dos isquiotibiais em jogadores de futsal profissional do sexo feminino, mas não para jogadores do sexo masculino.

Com base nesses resultados, estes testes podem ser usados para avaliar o comprimento dos isquiotibiais em jogadoras de futsal. No entanto, os autores recomendam que os especialistas e pesquisadores clínicos devam adotar um teste angular como uma medida para determinar o comprimento dos músculos isquiotibiais em jogadores de futsal masculino.

Com base no que foi relatado pelos estudos acerca de vantagens, limitações e os aspectos em relação à da validade e confiabilidade dos testes, construiu-se uma tabela dos principais testes citados pela literatura com um breve resumo das questões abordadas acima (TABELA 1).

Tabela 1. Principais testes e suas características: TSA (linha 1 com 21 estudos), *Modified Sit-and-Reach* (linha 2 com 09 estudos) e *Back Saver Sit-and-Reach* (linha 3 com 10 estudos).

| Medidas critério | Vantagens | Limitações | Validação Correlação com: |
|--|---|--|--|
| 1 – Teste de elevação do joelho estendido 2 – Teste MacRae Wright 3 – Eletromiografia 4 - Schober Lombar Schober Lombar + Tronco Teste de dorsiflexão 5 - Monitor Ady-Hall 6 - Ângulos da região torácica, lombar e pelve foram medidos com um inclinômetro | <ul style="list-style-type: none"> - Válido para flexibilidade de isquiotibiais. - Preferível sobre o VSR, para flexibilidade dos isquiotibiais em adultos jovens. - Preferível sobre a MSR, para flexibilidade dos isquiotibiais em crianças e adolescentes. - Fácil e rápida aplicação. | <ul style="list-style-type: none"> - Não é válido para flexibilidade de coluna lombar. - Não consegue eliminar a influência de desproporção de membros. - Concentra-se apenas na maior distância atingida pelos dedos - Não é válido para flexibilidade de isquiotibiais em atletas de futsal masculino. | Critério 1 – de 0,37-0,86 Critério 2 – de 0,05-0,31 Critério 3 - Não houve diferença significativa entre TSA e Stand-and-Reach Critério 4 – Sem associação com o TSA Critério 5 - Não houve diferença significativa no movimento lombossacral entre TSA e BS Critério 6 - Não houve diferenças significativas entre o TSA e BS nos ângulos avaliados. CCI = 0,92 a 0,98 |
| 1- MacRae Wright Test 2 - Teste de elevação do joelho estendido | <ul style="list-style-type: none"> - É válido para flexibilidade de isquiotibiais. - Elimina a influência de desproporção de membros. - Elimina intervenção da abdução escapular. - Fácil aplicação. | <ul style="list-style-type: none"> - Não é válido para flexibilidade de coluna lombar. - Similar ao TSA, para medir flexibilidade dos isquiotibiais em crianças e adolescentes. - Exige maior complexidade do processo metodológico comparado ao BS. - Não é válido para flexibilidade de isquiotibiais em atletas de futsal masculino. | Critério 1 – de 0,33-0,77 Critério 2 – de 0,05-0,40 CCI = 0,68 a 0,92 |
| 1- Teste de flexibilidade com inclinômetro para isquiotibiais. 2- Teste de flexibilidade com inclinômetro para coluna lombar. 3- MacRae Wright Test 4- Teste de elevação do joelho estendido 5- Monitor Ady-Hall 6- Schöber Modificado 7- Ângulos da região torácica, lombar e pelve foram medidos com um inclinômetro | <ul style="list-style-type: none"> - É válido para flexibilidade de isquiotibiais. - Impede a compressão dos discos intervertebrais. - A flexão da perna não avaliada limita a influência da flexão vertebral e maximiza o uso da pelve. - Recomendado a aplicação em mulheres. - Avaliação da flexibilidade das pernas separadamente. | <ul style="list-style-type: none"> - Não é válido para flexibilidade de coluna lombar. - Um estudo afirmou que não tem vantagem sobre o TSA em relação à compressão de vértebras lombares. - Um estudo recomendou interpretação dos resultados do BS com cautela, principalmente em homens. - Não elimina intervenção da abdução escapular. - Não é válido flexibilidade de isquiotibiais em atletas de futsal masculino. | Critério 1 – de 0,70-0,76 Critério 2 – de 0,29-0,40 Critério 3 – de 0,10-0,27 Critério 4 – de 0,39-0,72 Critério 5 - Não houve diferença significativa no movimento lombossacral entre TSA e BS. Critério 6 – de 0,03-0,06 Critério 7 - Não houve diferenças significativas entre o TSA e BS nos ângulos avaliados. CCI = 0,93 a 0,99 |

A tabela 2 apresenta os demais testes selecionados também com as características igualmente apresentadas acima.

Tabela 2. Outros testes selecionados e suas características: TSA com análise do ângulo da articulação do quadril (AAQ- linha 1 com 01 estudo), TSA com análise do ângulo da articulação do quadril (AAQ) por cinemetria (linha 2 com 02 estudos), Chair Sit-and-Reach (linha 3 com 3 estudos), V Sit-and-Reach (linha 4 com 2 estudos) e Modified Back-Saver Sit-and-Reach (linha 5 com 1 estudo).

| Medidas critério | Vantagens | Limitações | Validação Correlação com: |
|---|---|--|--|
| 1- Teste de elevação do joelho estendido | - Medir o AAQ durante a posição do TSA com inclinômetro fornece uma medida confiável e simples. | Não apontadas | Critério 1 – 0,76 |
| Utilizando cinemetria | - Medir AAQ possui maior validade do que executar apenas o TSA. - Não requer ambiente específico e necessita de poucos materiais. - A cinemática angular é uma técnica confiável de avaliação do AAQ. - Elimina a influência da compensação muscular no teste. | - Alguns marcadores cutâneos que definiam os pontos para a medição se moviam e migravam do local exato da referência anatômica, obrigando a uma nova remarcação. - Elevado conhecimento em anatomia palpatória. | Correlação do AAQ com TSA – de 0,44-0,48 CCI= 0,96 a 0,97 |
| 1- Teste de elevação do joelho estendido 2- MacRae Wright Test | - É válido flexibilidade de isquiotibiais. - Procedimento de avaliação mais seguro e socialmente aceitável para idosos. | - Não é válido para flexibilidade de coluna lombar. | Critério 1 – de 0,16-0,81 Critério 2 – de 0,24-0,27 CCI= 0,96-0,98 |
| 1- Teste de elevação do joelho estendido 2- MacRae Wright Test | - É válido para flexibilidade de isquiotibiais. - Não necessita de material específico. | - Não é válido para flexibilidade de coluna lombar. - O TSA é preferível sobre o VSR, para medir flexibilidade dos isquiotibiais em adultos jovens. | Critério 1 – de 0,44-0,63 Critério 2 – de 0,24-0,42 CCI= 0,89-0,96 |
| 1- Teste de elevação do joelho estendido 2- MacRae Wright Test | - Elimina o desconforto da perna que não está sendo avaliada. - Impede a compressão dos discos intervertebrais. | - Deve-se construir uma caixa adaptada. | Critério 1 – de 0,50-0,67 Critério 2 – de 0,23-0,47 CCI= 0,96-0,97 |

2.3.9 Métodos clínicos para a avaliação de flexibilidade de isquiotibiais e região lombar

Entre os métodos clínicos, a radiografia é reconhecida como a técnica mais válida e reproduzível, caracterizada como o *gold standard* da avaliação de flexibilidade dos isquiotibiais e coluna. Contudo, sua aplicabilidade é limitada devido ao elevado custo, por ser um teste demorado, necessidade de pessoal altamente qualificado, inviável em ambientes escolares, bem como em estudos de base populacional, além de problemas com exposição à radiação (CASTRO-PIÑERO et al., 2009; MORROW et al., 2003; TRITSCHLER, 2003).

Para se quantificar o nível de flexibilidade de coluna lombar e de flexão de tronco, radiografias são realizadas com o indivíduo em posição ereta em pé e depois em flexão de tronco. Assim, o ângulo de *Cobb* é definido por meio da determinação

de duas linhas, as quais são traçadas na radiografia a partir de pontos riscados na superfície pósterio-inferior da décima segunda vértebra à superfície pósterio-superior do primeiro osso do sacro. Posteriormente, essas duas linhas perpendiculares são traçadas permitindo o cálculo do ângulo estabelecido por elas (FIGURA 2).

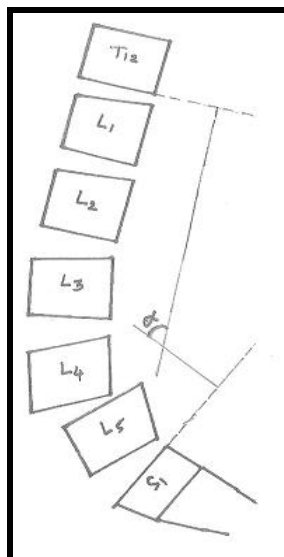


Figura 2 - Método Cobb T12-S1
Fonte: HWANG et al. (HWANG et al., 2010)

As deficiências do método pelo ângulo de *Cobb* residem no fato de que se mede apenas o ângulo total da concavidade, sem o conhecimento de cada uma das vértebras que interferem entre o ângulo. Além disso, é passível de erros do avaliador ao se traçar as linhas perpendiculares em cinco a dez graus (ACHOUR JR, 2006).

Outra técnica que faz a medição de flexibilidade lombar é a de SCHÖBER (1937) em que se localiza a articulação lombossacra do indivíduo em pé fazendo uma marca com um lápis dermográfico na pele, em seguida, outra marca é feita a 10 centímetros acima da primeira. Quando o indivíduo flexiona o tronco, mede-se a distância de uma marca a outra dada pelo alongamento.

Macrie e Wright (1969) aprimoraram o teste de Schöber (1937) com a intenção de diminuir o erro de localização das marcas ósseas. Eles observaram que durante a flexão do tronco a articulação lombossacra tendia a mover-se, enquanto que a região do sacro é imóvel. Dessa forma, propuseram uma marca óssea de cinco centímetros abaixo da articulação lombossacra, sendo feitas três marcas: a primeira na articulação lombossacra, a segunda dez centímetros acima e a terceira,

cinco centímetros abaixo. Constataram mediante a correlação de Pearson elevada validade ($r = 0,97$) quando comparado com a radiografia.

Outro método clínico e considerado mais viável é a goniometria, que faz uso de um instrumento semelhante a um transferidor cuja função é mensurar em graus a amplitude articular. Basicamente, o goniômetro é constituído por um corpo circular com duas extensões estreitas chamadas de hastes. Uma delas é fixada no ponto zero da escala de medição e a outra é móvel. O seu eixo é colocado no local aproximado ao eixo de rotação da articulação que está sendo avaliada, assim, o ângulo formado pelo deslocamento máximo da articulação é registrado (GUEDES; GUEDES, 2006; MORROW et al., 2003).

A goniometria é conhecida como um método mais simples que as outras práticas clínicas e que, por utilizar medidas angulares, indica uma medida real da amplitude articular (GUEDES; GUEDES, 2006). É um método considerado válido e de alta precisão para avaliação de isquiotibiais, sendo considerado como medida de critério (CASTRO-PIÑERO et al., 2009). Para a avaliação de flexibilidade de isquiotibiais, a goniometria é utilizada através do Teste de elevação do joelho estendido considerado um bom preditor de flexibilidade dessa região e que serviu para validar testes de campo em vários estudos (AYALA, F.; SAINZ DE BARANDA, 2011; BALTACI et al., 2003; CASTRO-PIÑERO et al., 2009; CORKERY et al., 2007; ESPADA et al., 2007; HARTMAN; LOONEY, 2003; HUI et al., 1999; HUI; YUEN, 2000; LEMMINK et al., 2003; LI et al., 1996; LÓPEZ-MIÑARRO et al., 2009; LÓPEZ-MIÑARRO et al., 2008; MINKLER; PATTERSON, 1994; MIYAZAKI et al., 2010; PATTERSON et al., 1996; SIMONEAU, 1998; SUÁREZ et al., 2010).

Todavia, a goniometria também é contestada essencialmente por dois problemas metodológicos. O primeiro reside na dificuldade de identificar o eixo de rotação de algumas articulações, não permitindo um posicionamento adequado do instrumento; e, segundo, a dificuldade de posicionar a haste do goniômetro ao longo dos ossos do segmento e de mantê-las na posição adequada durante a leitura e registro de informações (GUEDES; GUEDES, 2006). Castro-Piñero et al (2009), salientam que por ser um método sensível não é viável para uso, especialmente, no ambiente escolar e em estudos de base populacional.

2.4 ANÁLISE CINEMÁTICA ANGULAR E FOTOGRAMETRIA

A análise sistemática do movimento humano com base na observação visual e registro de informações, principalmente no que diz respeito à avaliação do movimento de amplitude das ações articulares é denominada análise cinemática angular (HALL, 2005).

Essa análise pode se dividir em qualitativa e quantitativa. A primeira consiste em uma descrição não numérica do movimento realizada por uma observação direta. A segunda, o movimento é analisado através de números provenientes de medições de dados coletados (HAMILL; KNUTZEN, 2008).

De acordo com Cardoso et al (2007), uma possibilidade de se obter dados cinemáticos é através de câmeras fotográficas e filmadoras que registram o movimento e, posteriormente, com o auxílio de programas específicos pode-se calcular variáveis de interesse. Além disso, o registro de fotos e vídeos permite a comparação com outras fotos e facilita a interpretação dos dados.

Em vista dessas facilidades, a técnica denominada Fotogrametria antes utilizada somente em registros cartográficos, foi adotada para aprimorar a análise da cinemática angular do movimento humano (RICIERI, 2005) (FIGURA 3).

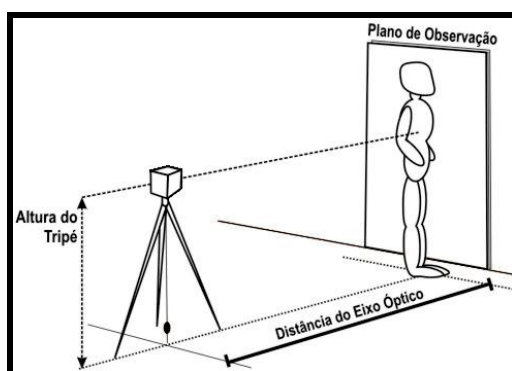


Figura 3 - Fotogrametria utilizada para registro do movimento humano
Fonte: Adaptado de RICIERI (2005, p. 36)

Assim, a Fotogrametria é definida como formas de arte, ciência e tecnologia capaz de obter informações confiáveis a respeito de objetos físicos e meio ambiente, captados por meio de gravação, medição e interpretação de fotografias e outros padrões de obtenção de registros (TOMMASELLI et al., 1999).

Temba (2000), descreve fotogrametria como uma técnica que realiza medições em imagens cartográficas, que aliadas a outras fontes de informação

possibilitam determinar algumas posições relativas entre pontos de uma imagem tomados como referência, ou seja, verificação de distâncias, áreas, tamanhos, ângulos, volumes e formatos de objetos.

Na área da saúde, a fotogrametria vem sendo utilizada para avaliação postural, pois registra as transformações posturais que podem ocorrer após uma intervenção, podendo inter-relacionar várias partes do corpo que são de difícil mensuração (WATSON, 1998).

Há também estudos que utilizaram a Fotogrametria para avaliação de flexibilidade, especialmente, dos músculos isquiotibiais (CARDOSO et al., 2007; CHILLÓN et al., 2010; KAWANO et al., 2010; PERIN et al., 2012).

De acordo com Lunes (2004) a técnica pode aparentar ser simples, entretanto requer um cuidado minucioso com os aspectos metodológicos para que se possa obter a padronização das fotos e evitar efeitos de distorção.

3 METODOLOGIA

3.1 DESENHO DO ESTUDO E CASUÍSTICA

O tipo do estudo proposto é caracterizado como observacional descritivo e transversal. O objetivo da pesquisa descritiva é observar e registrar os fatos, para uma posterior análise e interpretação dos dados, sem que haja interferência do pesquisador (ANDRADE, 2010).

A amostra foi formada por 232 adultos brasileiros, de ambos os sexos, com idade entre 18 e 32 anos. Por haver um número elevado de sujeitos do sexo masculino entre 18 e 19 anos, foram excluídos sujeitos do sexo feminino e do sexo masculino com idade superior a 19 anos, resultando em uma amostra composta por 206 participantes.

Para diminuir a probabilidade de erro do teste e fixação dos marcadores, selecionou-se apenas os indivíduos com o IMC menor que 30kg/m², o que resultou em 195 sujeitos do sexo masculino, com idade de 18 e 19 anos, que efetivamente fizeram parte do estudo.

A amostra foi selecionada aleatoriamente entre estudantes universitários e militares do 5º Grupo de Artilharia de Campanha Autopropulsado (5º GAC AP), localizado no município de Curitiba (PR). Todos os voluntários que concordaram em participar da pesquisa assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O presente estudo atendeu a todas as exigências da Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e teve seu protocolo aprovado no Comitê de Ética em Pesquisa do Centro Universitário Campos Andrade (Uniandrade) sob o número 422.

3.2 DESENVOLVIMENTO DA METODOLOGIA DE AVALIAÇÃO

Os instrumentos da coleta de dados foram uma câmera digital da marca Sony® de 10 megapixels, um tripé da marca Midas®, uma balança digital da marca Tanita®, duas fitas métricas, fita adesiva, fita adesiva dupla face, um lápis dermatográfico, marcadores adesivos circulares brancos da marca Pimaco®, com 9 milímetros de diâmetro e três marcadores tipo “cotovelos” de Poliestireno de 90º da marca Fame® (FIGURA 4).

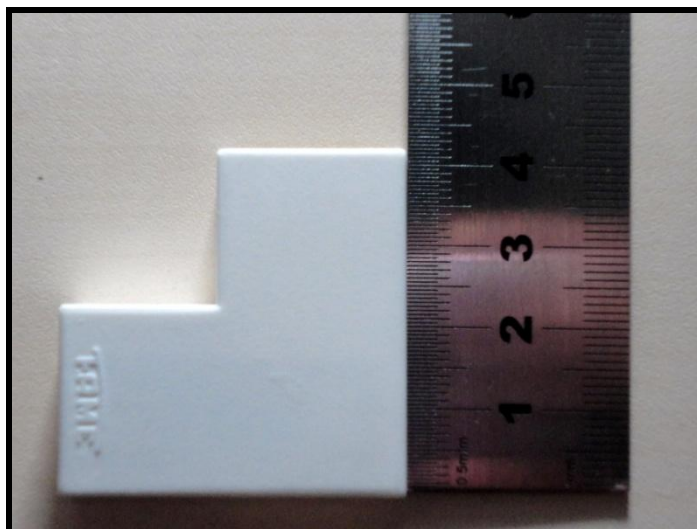


Figura 4 – Marcador tipo “cotovelo” da marca Fame®

Esses “cotovelos” são utilizados na construção civil para proteger fiações elétricas. Entretanto, por apresentarem algumas características como peso desprezível, boa aderência à pele e fácil reconhecimento na imagem, foram selecionados para serem utilizados como marcadores proeminentes de fixação na coluna vertebral.

Além disso, utilizou-se um banco padrão da marca Terrazul® para medição de amplitude de alongamento da região posterior do tronco e músculos posteriores da coxa, denominado popularmente como “Banco de Wells”. Esse banco é feito de madeira, com 31 centímetros de altura, 64,5 centímetros de comprimento e 40 centímetros de largura. Em sua base superior há uma escala métrica de 50 centímetros com um dispositivo móvel deslizante que permite medir o alcance do avaliado (FIGURA 5).

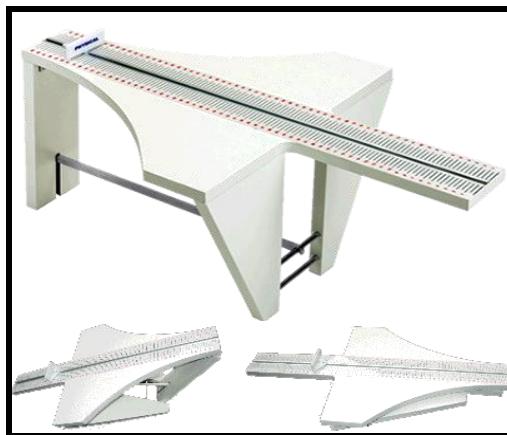


Figura 5 – Banco de Wells da marca Terrazul® utilizado na coleta

Fonte: <http://terrazul.lojavirtualfc.com.br/sistema/listaprodutos.asp?IDLoja=7850&Amp=True&IDProduto=1349929&q=banco-de-wells-portatil---physical---branco>

No início da coleta, o voluntário era orientado a ler e assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, e responder algumas questões da ficha de avaliação. Após o preenchimento do documento, pedia-se que o voluntário ficasse apenas com bermuda e sem calçados, para aferição de massa corporal e estatura.

Com o lápis dermatográfico, um código numérico era escrito no braço do voluntário para que fosse possível identificá-lo na imagem, esse código era removido com álcool e lenço umedecido após a avaliação.

Em seguida, através da técnica de anatomia palpatória, identificava-se a quinta vértebra lombar, décima segunda vértebra torácica e sétima vértebra cervical, todas sinalizadas com os marcadores esféricos de nove milímetros.

Para a colocação dos marcadores proeminentes, era solicitado que o indivíduo em pé fizesse uma flexão do tronco à frente. A aderência do marcador a pele era feita por meio de fita dupla face.

Depois das marcações, o voluntário era orientado a fazer o teste de Sentar e Alcançar. Na posição inicial, ele deveria sentar-se de frente para o banco, com os joelhos estendidos e encostando a região plantar de seus pés na base de madeira que fica logo abaixo do platô superior, onde se localiza a escala métrica. O tronco deveria permanecer ereto, cotovelos estendidos, uma mão sobre a outra e pontas dos dedos encostadas no dispositivo móvel da escala. Depois, o indivíduo deveria empurrar esse dispositivo móvel o máximo que conseguisse, sem dar dois toques ou fazer um movimento brusco (POLLOCK; WILMORE, 1993). Se os joelhos flexionassem durante o movimento ou o dispositivo fosse empurrado indevidamente,

repetia-se o teste. Foram captadas, por meio de fotografia, imagens da posição inicial e final do teste, o tempo de permanência na posição de amplitude máxima era de, aproximadamente, 3 segundos.

A distância entre a câmera fotográfica e o indivíduo e a altura câmera em relação ao chão foram mensuradas com fita métrica e demarcadas, essas medidas foram padronizadas e todos os avaliados foram fotografados com a mesma distância e altura de câmera, 2,30m e 1,10m, respectivamente.

O método de avaliação e captação de imagem utilizado foi a Fotogrametria, a qual consiste em se aplicar a fotografia para deduzir dimensões de objetos em uma imagem. Ou seja, é uma técnica que permite medir um objeto tanto em relação as suas formas quanto situação espacial, por meio de registro fotográfico (RICIERI, 2005).

Por ter ferramentas necessárias para o ajuste da imagem e para a construção dos ângulos, o programa escolhido para tratar as imagens foi o software livre *ImageJ* 1.4. Esse programa possibilitou construção de cinco ângulos que permitiram quantificar a mobilidade da coluna vertebral e do ângulo de articulação do quadril no movimento de flexão do tronco. A caracterização dos ângulos bem como sua função, está detalhada no capítulo dos Resultados na seção “Elaboração do Protocolo de Avaliação”.

Para fins de interpretação do resultado do TSA, utilizou-se duas tabelas de padrão de referência. A primeira utilizada foi a desenvolvida pelo Canadian Standardized Test of Fitness - CSTF (1986), a qual possui 5 categorias que vão do "Ruim" (menor que 23cm) ao "Excelente" (maior que 39 cm). E a segunda tabela utilizada foi a desenvolvida por Pollock e Wilmore (1993) que diferencia-se da primeira pelo menor grau de exigência, mas também possui 5 categorias que vão do "Fraco" (11cm ou menos) ao "Excelente" (22cm ou mais).

3.3 TRATAMENTO ESTATÍSTICO DOS DADOS

Os valores provenientes da medição dos ângulos de cada sujeito, bem como os resultados pertinentes à avaliação, foram copiados para uma planilha do programa *SPSS* versão 20 usado para gerar-se estatística descritiva, composta pela apresentação de média, desvio padrão, mínimo, máximo e variância dos dados

coletados. E para identificar se algumas variáveis apresentavam uma curva de distribuição normal, foi aplicada a estatística exploratória.

Adicionalmente, realizou-se o teste de *Kolmogorov-Smirnov* o qual verificou também a normalidade da amostra e permitiu a aplicação do teste de Correlação de *Pearson* que objetivou inferir o grau de correlação entre as variáveis.

Aplicou-se o ANOVA com teste *post-hoc* de Bonferroni com nível de significância de $p < 0,05$ para análise de variância, cujo objetivo foi verificar se existiam diferenças significativas entre variáveis.

4 RESULTADOS

Os resultados estão organizados em duas seções. A primeira diz respeito à elaboração do protocolo de avaliação, a qual descreve em detalhes os passos e procedimentos adotados para a concepção e definição do protocolo. A segunda sessão faz referência aos resultados dos dados obtidos pela aplicação do referido protocolo, os quais possibilitaram analisar a sua eficiência.

4.1 ELABORAÇÃO DO PROTOCOLO DE AVALIAÇÃO

Inicialmente os pontos anatômicos bilaterais propostos para o desenvolvimento da técnica de avaliação da flexão de tronco por meio de análise angular foram última costela flutuante (vista lateral), espinha íliaca ântero-superior e trocânter femoral, os quais foram demarcados com marcadores adesivos circulares brancos de 9 milímetros da marca Pimaco® (FIGURA 6).

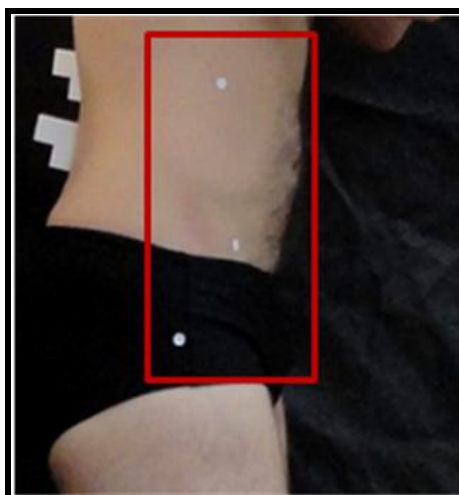


Figura 6 – Pontos anatômicos sinalizados pelos marcadores circulares Pimaco®

Um estudo piloto foi realizado no intuito de correlacionar o ângulo flexão do quadril representado por esses três pontos anatômicos com o resultado do TSA, o que resultou em um valor de correlação moderado ($r = 0,644$) (PERIN et al., 2012).

Após rever a literatura, percebeu-se que a participação da coluna lombar deveria ser incluída na avaliação do movimento. Assim, determinou-se também a

marcação da quinta vértebra lombar e da décima segunda vértebra torácica. Contudo, os marcadores circulares adesivos não puderam ser utilizados para demarcarem essa região, pois como a imagem seria captada na vista lateral, os marcadores não ficariam visíveis na fotografia.

Com isso, tornou-se necessário desenvolver um marcador proeminente, de fácil visualização na vista lateral, fácil aderência na pele, leve e que apresentasse formato e dimensões que acompanhasse o deslocamento do corpo vertebral durante o movimento.

Após uma pesquisa de possíveis objetos que pudessem atender essas exigências, foi selecionada uma peça denominada “cotovelo” de poliestireno de alto impacto da marca Fame®. Esses cotovelos são comumente empregados na construção civil, para se acoplarem a canaletas de mesmo material e proteger fiações elétricas.

Os cotovelos apresentam peso desprezível, formato semelhante à letra “L” com angulação de 90° e hastes medindo quatro centímetros de comprimento. Por apresentarem tais características e serem facilmente reconhecidos na imagem digital, foram considerados ideais para serem aderidos a superfície da pele na região dorsal por meio de fita adesiva dupla face.

Após a seleção do marcador, a técnica foi testada em alguns indivíduos para avaliar a sua eficiência. Para tanto, utilizou-se além dos marcadores, o Banco de Wells, uma câmera fotográfica e um tripé para a aquisição das imagens. A distância entre o indivíduo e a câmera foi determinada e fixada para manter um padrão de distância das imagens, 2,30m de distância entre o indivíduo e a câmera e 1,10m da câmera até o chão.

Primeiramente, os marcadores proeminentes eram aderidos ao corpo com o indivíduo em pé na posição ortostática, mas após a captação da imagem, percebeu-se que o marcador não acompanhava corretamente a curvatura fisiológica da coluna vertebral ficando posicionado de maneira incorreta. Além disso, o marcador circular aderido à espinha ilíaca ântero-superior não ficava visível com a flexão do tronco (FIGURA 7).

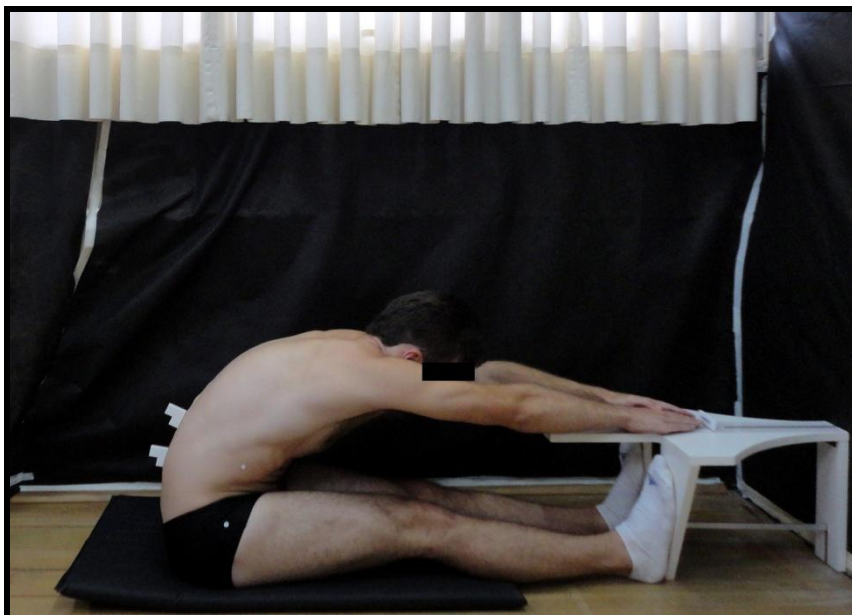


Figura 7 – Marcadores proeminentes posicionados de maneira errada e desaparecimento do marcador da espinha íliaca ântero-superior

Para corrigir esse mau posicionamento dos marcadores proeminentes, se solicitava que o indivíduo, em pé, fizesse uma flexão de tronco. Esse movimento de flexão de tronco permitia que os marcadores seguissem o mesmo padrão da linha das curvaturas fisiológicas da coluna vertebral.

Assim o início de uma das hastes do primeiro marcador era colado, por meio de fita adesiva dupla face, na região correspondente ao corpo da quinta vértebra lombar, e o segundo marcador era colocado sobre o corpo da décima segunda vértebra torácica (FIGURA 8).

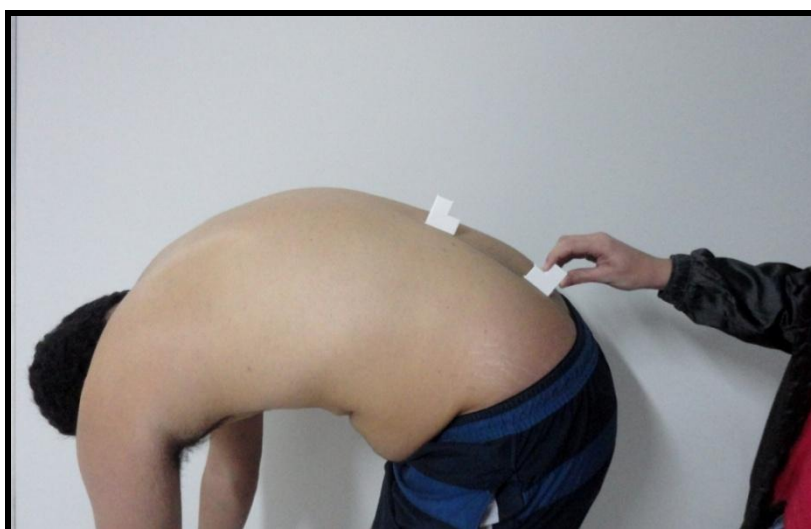


Figura 8 – Marcadores proeminentes da quinta vértebra lombar e décima segunda vértebra torácica sendo aderidos a pele com o indivíduo em flexão de tronco

Após a aquisição das fotos, as imagens foram importadas para o *software* denominado *ImageJ 1.4*, o qual foi selecionado por ter ferramentas necessárias para traçar os ângulos e ser gratuito e de fácil acesso. Assim, o *ImageJ* possibilitou fazer o ajuste da imagem em relação ao eixo de 90°, e a medição dos ângulos através das ferramentas denominadas “straight” e “angle tool” (FIGURA 9).

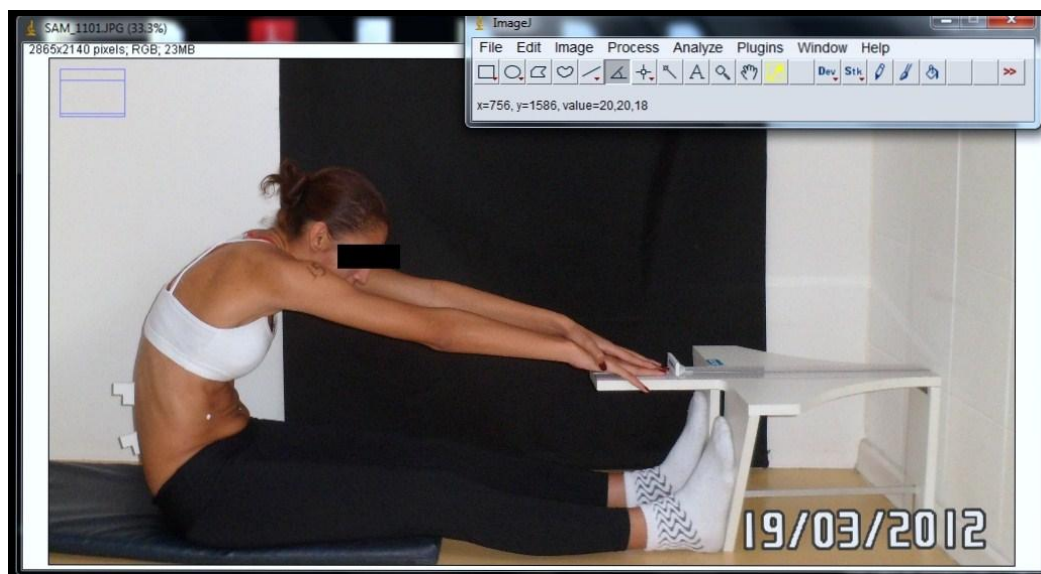


Figura 9 – Imagem do Software *ImageJ*

No software foram realizadas algumas tentativas de criação de ângulos, e observou-se que os pontos anatômicos sinalizados pelos marcadores circulares não eram apropriados para mensurar a participação dos diferentes segmentos corporais durante a flexão de tronco, possibilitavam apenas analisar a flexão de quadril, além disso, muitas vezes não apareciam na foto ou acabavam se deslocando dependendo da vestimenta do indivíduo avaliado.

Com isso, os pontos anatômicos sinalizados pelos marcadores circulares foram descartados. E, após analisar algumas informações contidas na literatura, percebeu-se que mais um marcador proeminente deveria ser aderido à região correspondente ao corpo da sétima vértebra cervical (FIGURA 10).



Figura 10 – Marcadores proeminentes definitivos: sétima vértebra cervical, décima segunda vértebra torácica e quinta vértebra lombar

Dessa forma, os três marcadores proeminentes delimitavam e isolavam pontos de mobilidade dos segmentos corporais que participam diretamente do movimento de flexão de tronco: mobilidade da coluna torácica, mobilidade da coluna lombar e amplitude articular de quadril (FIGURA 11).

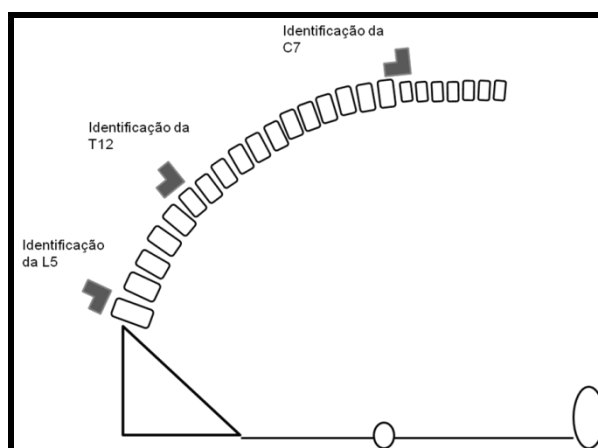


Figura 11 – Esquema da divisão dos pontos de mobilidade da coluna lombar e torácica e amplitude articular de quadril identificados pelos marcadores

Diante disso, cinco inferências à ângulos foram definidos para identificar a participação dos diferentes segmentos corporais no movimento de flexão do tronco obtido através do teste de Sentar e Alcançar.

A primeira inferência criada foi denominada de “Fqlt”, relativa ao ângulo de flexão do quadril, coluna lombar e coluna torácica, ou seja, a flexão total do tronco em relação à horizontal. Para medi-la era necessário traçar uma linha em cima da haste do marcador que fazia a projeção da localização da sétima vértebra cervical e traçar outra linha reta no plano horizontal (FIGURA 12).

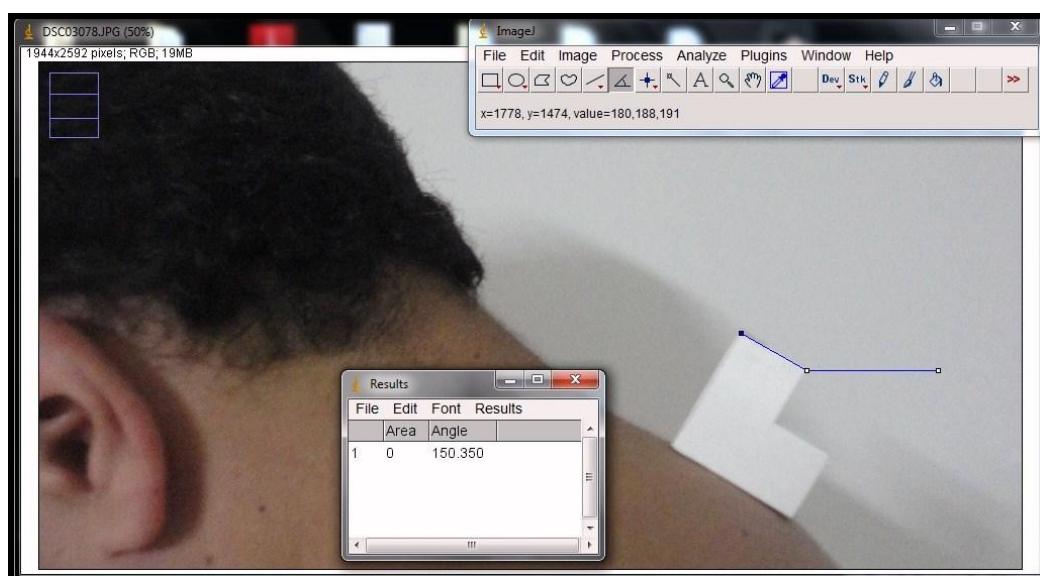


Figura 12 – Medição do ângulo Fqlt no *ImageJ*

A segunda inferência era o “Fql” que tinha como objetivo identificar o ângulo de flexão do quadril e da lombar. Assim como o primeiro ângulo, neste traçava-se uma linha em cima da haste do marcador que estava em cima do platô da décima segunda vértebra torácica e outra linha reta no plano horizontal.

A terceira inferência, “Fq”, identificava apenas o ângulo de flexão do quadril. Para forma-lo, também se utilizava a linha que passava rente ao marcador com outra linha reta no plano horizontal.

O ângulo representado pelo Fq representou o alongamento dos músculos flexores do quadril, os quais são situados na parte posterior da coxa e da região glútea. São eles: glúteo máximo, fibras posteriores do glúteo médio, fibras posteriores do glúteo mínimo, porção extensora do adutor magno e, em principal, os

músculos bíceps femoral, semitendinoso e semimembranoso (FLOYD; THOMPSON, 2002).

Já o ângulo representado pelo F_{ql} além de representar também o alongamento dos músculos flexores do quadril, proporcionou o alongamento das fibras dos músculos eretores da espinha, mais especificadamente, a porção denominada iliocostal lombar e a porção lombar dos paravertebrais. E o ângulo representado pelo F_{qlt} , agregou a magnitude do alongamento dos músculos flexores do quadril, paravertebrais e eretores da espinha – ilicostais, longuíssimo e espinhais (RASCH, 2008).

Partindo desses três ângulos principais, foi definido o “FI”, que fazia inferência ao ângulo de flexão lombar que se originou da subtração “ F_{ql} ” menos “ F_q ”, além do “ F_t ”, que fazia referência ao ângulo da flexão torácica, o qual era a diferença da subtração do “ F_{qlt} ” menos “ F_{ql} ” (FIGURA 13).

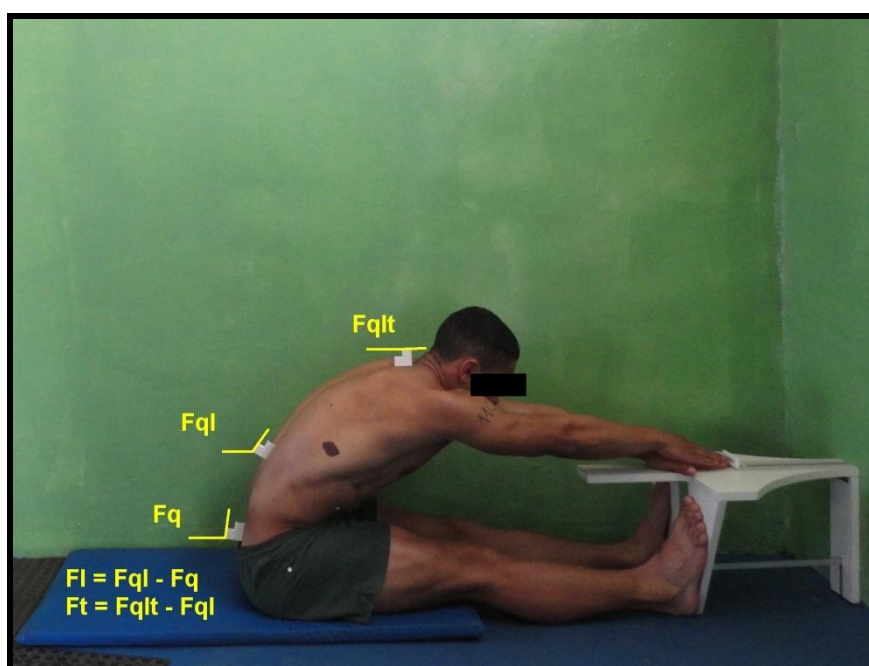


Figura 13 – Execução do TSA com os ângulos formados pelos marcadores

Para identificar o percentual de contribuição de cada segmento para a flexão total de tronco, dividiu-se, primeiramente, o F_q pelo F_{qlt} e seu quociente foi multiplicado por 100, resultando no percentual do quadril (Equação 1). Depois o mesmo foi feito com o quociente da divisão do FI pelo F_{qlt} , encontrando o percentual da região lombar (Equação 2) e, por último, obteve-se o percentual da região

torácica com a divisão do Ft pelo Fqlt também com o seu quociente multiplicado por 100 (Equação 3).

$$\text{PercQuadril} = (Fq / Fqlt) \cdot 100 \quad (1)$$

$$\text{PercLombar} = (Fl / Fqlt) \cdot 100 \quad (2)$$

$$\text{PercTorácica} = (Ft / Fqlt) \cdot 100 \quad (3)$$

4.2 RESULTADOS OBTIDOS ATRAVÉS DA APLICAÇÃO DO PROTOCOLO DE AVALIAÇÃO

A tabela 3 caracteriza a amostra de acordo com as variáveis antropométricas. Nota-se que existe uma prevalência da faixa etária de 18 anos. A média da massa corporal é de 69,128kg e da estatura 1,760cm, perfazendo um IMC de 22,277kg/m², que de acordo com a Organização Mundial da Saúde, está classificado como “aceitável ou ideal”.

Tabela 3. Estatística descritiva das variáveis antropométricas dos avaliados.

| | Média | Desvio Padrão | Variância | Erro Padrão |
|-------------------------------|--------|---------------|-----------|-------------|
| Idade | 18,112 | 0,317 | 0,101 | 0,022 |
| Massa (kg) | 69,128 | 10,205 | 104,155 | 0,730 |
| Estatura (m) | 1,760 | 0,065 | 0,004 | 0,004 |
| IMC (kg/m²) | 22,277 | 2,757 | 7,602 | 0,197 |

Em relação às variáveis avaliadas, o TSA atingiu em média 20,105cm. Na classificação do padrão de referência do Canadian Standardized Test of Fitness - CSTF (1986) esse resultado enquadra-se na categoria “Ruim”; e no protocolo de Pollock e Wilmore (1993), classifica-se na categoria “bom” (TABELA 4). Os ângulos Fq, Fql, e Ft, possuem desvios padrão muito semelhantes, aproximadamente uma variação de 13° em todos eles.

Tabela 4. Estatística descritiva das variáveis avaliadas.

| | Média | Desvio Padrão± | Variância | Erro Padrão |
|----------------------------|--------------|-----------------------|------------------|--------------------|
| TSA (cm) | 20,105 | 9,566 | 91,526 | 0,685 |
| Fq° | 76,623 | 13,064 | 170,689 | 0,935 |
| Fql° | 97,717 | 13,570 | 184,162 | 0,971 |
| Fqlt° | 166,722 | 14,955 | 194,743 | 0,999 |
| Fl° | 21,093 | 8,535 | 72,852 | 0,611 |
| Ft° | 69,005 | 13,639 | 186,025 | 0,976 |
| Percentual Quadril | 46,014 | 7,323 | 53,632 | 0,524 |
| Percentual Lombar | 12,676 | 5,115 | 26,164 | 0,366 |
| Percentual Torácica | 41,309 | 7,189 | 51,684 | 0,514 |

Fq°: ângulo de flexão de quadril; Fql°: ângulo de flexão de quadril e lombar; Fqlt°: ângulo de flexão da coluna lombar, torácica e quadril; Fl°: ângulo de flexão da coluna lombar; Ft°: ângulo de flexão da coluna torácica

A participação do quadril no movimento durante o TSA obteve o maior percentual, seguido do percentual da coluna torácica e, por último, da lombar. Contudo, o percentual do tronco, dado pela soma dos percentuais da coluna torácica e lombar (53,985%), é mais elevado que o percentual do quadril.

A tabela 5 detalha a distribuição das médias e desvios padrão do Percentual de flexão do quadril e do ângulo Fq de acordo com o padrão de referência para o TSA do CSTF. Os resultados mostram que quanto mais exigente a categoria, maior o percentual e o valor angular do quadril.

Tabela 5. Distribuição das médias e desvios padrão do ângulo Fq e percentual de quadril de acordo com o padrão de referência para o TSA do Canadian Standardized Test of Fitness (CSTF).

| | Percentual Quadril | | Fq° | | Pares com diferenças significativas (p<0,05) |
|-------------------------------|---------------------------|------------|------------|-------------|--|
| | MD | DP± | MD | DP ± | |
| Ruim (≤ 23cm) | 44,169 | 7,201 | 70,993 | 11,217 | R – AM; R – M; R – B; R – E; AM – B; AM – E; M – E; |
| Abaixo Média (24-28cm) | 47,566 | 5,696 | 81,499 | 6,824 | AM – R; AM – B; AM – E |
| Média (29-33cm) | 48,240 | 6,935 | 84,843 | 11,356 | M – R; M – E |
| Bom (34-38cm) | 50,914 | 6,474 | 92,105 | 7,824 | B – R; B – AM; |
| Excelente (>39cm) | 55,683 | 4,268 | 100,085 | 6,047 | E – R; E – AM; E – M |

Categorias do TSA segundo o Protocolo Canadian Standardized Test of Fitness (CSTF):

R = Ruim; AM = Abaixo da Média; M = Média; B = Bom; E = Excelente.

Para identificar a existência de diferenças estatisticamente significativas entre as médias dos ângulos que estão distribuídos entre as categorias do CSTF, utilizou-se o teste estatístico *ANOVA post-hoc Bonferroni*.

Esse teste objetiva fazer associações entre todas as categorias, duas a duas, com o intuito de verificar se elas diferem significativamente uma das outras. Com isso, ao todo, formou-se dez associações: Ruim com Abaixo da Média (R – AM); Ruim com Média (R – M); Ruim com Bom (R – B); Ruim com Excelente (R – E); Abaixo da Média com Média (AM – M); Abaixo da Média com Bom (AM – B); Abaixo da Média com Excelente; Média com Bom (M – B); Média com Excelente (M – E); Bom – Excelente (B – E).

Assim, observa-se o ângulo Fq diferenças significativas das médias em grande parte das categorias, contudo associações de categorias próximas como “AM – M” (abaixo da média e média) e “M – B” (média com bom), não apresentaram diferenças entre elas.

A tabela 6, assim como a anterior, faz menção da distribuição das médias e desvios padrão de acordo com as categorias de TSA determinadas pelo CSTF, mas para a análise do percentual da região torácica e do ângulo de flexão torácica.

Tabela 6. Distribuição das médias e desvios padrão do ângulo Ft e percentual torácica de acordo com o padrão de referência para o TSA do Canadian Standardized Test of Fitness (CSTF).

| | Percentual Torácica | | Ft° | | Pares com diferenças significativas (p<0,05) |
|----------------------------------|---------------------|-------|--------|--------|--|
| | MD | DP ± | MD | DP ± | |
| Ruim (≤ 23cm) | 43,559 | 6,557 | 70,533 | 13,119 | |
| Abaixo Média (24-28cm) | 39,594 | 5,046 | 68,692 | 12,075 | |
| Média (29-33cm) | 37,553 | 7,439 | 66,595 | 15,024 | R – E |
| Bom (34-38cm) | 36,661 | 6,962 | 67,476 | 16,751 | |
| Excelente (>39cm) | 29,691 | 4,330 | 54,011 | 12,236 | |

Categorias do TSA segundo o Protocolo Canadian Standardized Test of Fitness (CSTF):
R = Ruim; AM = Abaixo da Média; M = Média; B = Bom; E = Excelente.

De maneira oposta ao comportamento do quadril, o percentual e o valor angular da coluna torácica tenderam a reduzir com o aumento do valor do TSA, indicando que existe uma relação inversa entre a contribuição do quadril e da

torácica no movimento de flexão do tronco. Diferença significativa entre as médias só foi encontrada entre “R – E” (ruim com excelente).

Já a tabela 7, mostrou que a região lombar mantém seus valores estáveis em todas as categorias. Conseqüentemente, não apresentou nenhum valor de p menor que 0,05, indicando ausência de diferenças significativas entre os valores distribuídos nas categorias.

Tabela 7. Distribuição das médias e desvios padrão do ângulo FI e percentual lombar de acordo com o padrão de referência para o TSA do Canadian Standardized Test of Fitness (CSTF).

| | Percentual Lombar | | FI° | | Pares com diferenças significativas ($p < 0,05$) |
|----------------------------------|-------------------|-------|--------|-------|--|
| | MD | DP ± | MD | DP ± | |
| Ruim (≤ 23cm) | 12,270 | 5,355 | 19,654 | 8,381 | |
| Abaixo Média (24-28cm) | 12,838 | 5,261 | 22,298 | 9,703 | |
| Média (29-33cm) | 14,206 | 4,425 | 24,913 | 7,351 | - |
| Bom (34-38cm) | 12,423 | 3,055 | 22,492 | 5,458 | |
| Excelente (>39cm) | 14,625 | 4,712 | 26,259 | 8,367 | |

Outro padrão de referência utilizado para a distribuição dos percentuais e ângulos dentre as categorias do TSA foi o protocolo proposto por Pollock e Wilmore (1993). Semelhantemente ao primeiro, os resultados se comportaram da mesma maneira, quanto melhor o nível da categoria, maior o valor de Fq e percentual de quadril. Além disso, categorias próximas também não apresentaram médias significativamente diferentes (TABELA 8).

Tabela 8. Distribuição das médias e desvios padrão do percentual de quadril e do ângulo Fq de acordo com o padrão de referência para o TSA proposto por Pollock e Wilmore (1993).

| | Percentual Quadril | | Fq | | Pares com diferenças significativas ($p < 0,05$) |
|-----------------------------|--------------------|-------|--------|--------|--|
| | MD | DP± | MD | DP± | |
| Fraco (≤11cm) | 39,657 | 6,037 | 62,868 | 9,699 | F – R; F – M; F – B; F – E; |
| Regular (12-13cm) | 46,750 | 6,662 | 74,050 | 9,736 | R – F; R – E |
| Médio (14-18cm) | 45,481 | 7,214 | 73,037 | 9,326 | M – F; M – E |
| Bom (19-21cm) | 47,065 | 7,190 | 77,085 | 9,520 | B – F; B – E |
| Excelente (≥22cm) | 48,869 | 6,203 | 84,740 | 10,274 | E – F; R – E; M – E; B – E |

Categorias do TSA segundo o Protocolo Pollock e Wilmore (1993):

F = Fraco; R = Regular; M = Média; B = Bom; E = Excelente

Contudo, como o grau de exigência das categorias é menor, as médias dos valores angulares também foram menores em cada categoria. Ou seja, o ângulo Fq na categoria “excelente” do CSTF foi de 100,085°, já para mesma categoria do protocolo de Pollock e Wilmore (1993), o valor de Fq foi de 84,740°.

A tendência de declínio do percentual da região torácica de do ângulo Ft com o aumento da exigência das categorias também é presente nesse padrão de referência. O único par de associações que obteve diferença significativa foi F – E (fraco com excelente), como mostra a Tabela 9.

Tabela 9. Distribuição das médias e desvios padrão do percentual de torácica e do ângulo Ft de acordo com o padrão de referência para o TSA proposto por Pollock e Wilmore (1993).

| | Percentual Torácica | | Ft | | Pares com diferenças significativas (p<0,05) |
|-----------------------------|---------------------|-------|--------|--------|--|
| | MD | DP± | MD | DP± | |
| Fraco (≤11cm) | 46,993 | 4,839 | 74,836 | 10,500 | |
| Regular (12-13cm) | 42,425 | 5,227 | 67,601 | 10,514 | |
| Médio (14-18cm) | 42,731 | 7,827 | 69,918 | 16,760 | F - E |
| Bom (19-21cm) | 40,622 | 7,368 | 67,297 | 14,671 | |
| Excelente (≥22cm) | 38,068 | 6,451 | 66,571 | 13,726 | |

Categorias do TSA segundo o Protocolo Pollock e Wilmore (1993):
F = Fraco; R = Regular; M = Média; B = Bom; E = Excelente

Mais uma vez, não houve diferenças significativas tanto para o ângulo FI quanto para o percentual lombar, reforçando a ideia de que esta região movimentasse de maneira discreta durante o teste (TABELA 10).

Tabela 10. Distribuição das médias e desvios padrão do percentual de lombar e do ângulo FI de acordo com o padrão de referência para o TSA proposto por Pollock e Wilmore (1993).

| | Percentual Lombar | | FI | | Pares com diferenças significativas (p<0,05) |
|-----------------------------|-------------------|-------|--------|-------|--|
| | MD | DP± | MD | DP± | |
| Fraco (≤11cm) | 13,349 | 5,405 | 21,126 | 8,503 | |
| Regular (12-13cm) | 10,824 | 5,586 | 17,226 | 8,982 | |
| Médio (14-18cm) | 11,788 | 6,051 | 18,834 | 9,356 | - |
| Bom (19-21cm) | 12,313 | 4,431 | 20,247 | 7,194 | |
| Excelente (≥22cm) | 13,062 | 4,685 | 22,700 | 8,229 | |

Na tabela 11, os percentuais e valores angulares estão distribuídos de acordo com as categorias do IMC proposto pela Organização Mundial da Saúde (OMS). Como se determinou que fizessem parte da amostra apenas indivíduos com IMC abaixo de 30kg/m², o padrão de referência ficou com três classes: Baixo; Ideal e Obesidade Leve.

Em relação aos valores angulares, verifica-se que da categoria Baixo para a categoria Obesidade Leve houve um aumento do ângulo Fq e do percentual de quadril, em compensação, o ângulo Ft assim como o percentual de coluna torácica diminuiram. O ângulo da lombar e o percentual também se mantiveram estáveis.

Tabela 11. Distribuição das médias e desvios padrão dos ângulos e percentuais de acordo com o padrão de referência do IMC proposto pela OMS.

| IMC (kg/m ²) | Percentual Quadril | | Fq | | Percentual Lombar | | FI | | Percentual Torácica | | Ft | |
|--|-----------------------|-------|--------|--------|----------------------|-------|--------|-------|------------------------|-------|--------|--------|
| | MD | DP± | MD | DP± | MD | DP± | MD | DP± | MD | DP± | MD | DP± |
| Baixo (<18,5) | 42,117 | 7,094 | 69,833 | 11,110 | 15,080 | 5,062 | 25,251 | 8,930 | 42,803 | 3,704 | 71,216 | 8,157 |
| Ideal (18,5-24,95) | 45,697 | 7,510 | 76,392 | 13,530 | 12,992 | 5,211 | 21,651 | 8,614 | 41,310 | 7,528 | 69,281 | 14,302 |
| Obesidade Leve (25-29,95kg) | 49,187 | 5,102 | 80,350 | 9,788 | 10,045 | 3,560 | 16,481 | 6,152 | 40,768 | 6,180 | 66,673 | 11,165 |

Teste Anova *Post-Hoc* Bonferroni: não houve p<0,05 entre os pares das categorias. Exceto para a associação “Baixo com Ideal” do ângulo FI.

Para observar as diferenças significativas entre essas médias também foi aplicado o teste estatístico *Anova Post-Hoc Bonferroni*, e verificou-se que apenas o ângulo FI obteve diferença significativa, mas somente entre as categorias “Baixo” e “Ideal”.

A tabela 12 apresenta a distribuição das médias de acordo com as categorias de estatura. Como os ângulos e percentuais variaram muito pouco e não foi identificada diferença significativa entre as médias em nenhuma associação, assim verifica-se que a estatura não exerce influência nos valores angulares, bem como nos percentuais.

Tabela 12. Distribuição das médias e desvios padrão dos ângulos e percentuais de acordo com categorias de estatura.

| ESTAT (m) | Percentual Quadril | | Fq | | Percentual Lombar | | FI | | Percentual Torácica | | Ft | |
|------------------|--------------------|-------|--------|--------|-------------------|-------|--------|-------|---------------------|-------|--------|--------|
| | MD | DP± | MD | DP± | MD | DP± | MD | DP± | MD | DP± | MD | DP± |
| De ≥1,60 a 1,69m | 44,366 | 6,75 | 73,531 | 12,189 | 12,67 | 5,429 | 20,949 | 8,826 | 42,964 | 4,85 | 71,299 | 10,457 |
| De 1,70 a 1,79m | 46,241 | 7,325 | 77,05 | 13,578 | 12,499 | 5,013 | 20,805 | 8,438 | 41,26 | 7,506 | 68,787 | 13,63 |
| De 1,80 a 1,89m | 46,561 | 8,002 | 77,419 | 12,735 | 12,849 | 5,44 | 21,388 | 9,022 | 40,59 | 8,046 | 68,297 | 16,154 |
| De 1,90 a 1,99m | 46,593 | 4,787 | 79,232 | 11,415 | 14,223 | 3,04 | 24,158 | 5,593 | 39,183 | 4,328 | 66,395 | 7,982 |

Teste Anova *Post-Hoc* Bonferroni: não houve $p < 0,05$ entre os pares de categorias.

A tabela 13 refere-se à correlação entre os ângulos Fq, Fql e Fqlt, FI, Ft e o valor do TSA. Nota-se que existe uma correlação positiva moderada entre Fq, Fql, Fql e TSA, sendo mais expressiva entre Fql e TSA (0,807). Já o ângulo Fqlt obteve uma correlação de moderada a baixa com as demais variáveis.

Tabela 13. Correlação entre os ângulos e o TSA

| | TSA | Fq | Fql | Fqlt | FI | Ft |
|------|----------|----------|----------|---------|----------|----------|
| TSA | - | 0,723** | 0,807** | 0,534** | 0,177* | -0,257** |
| Fq | 0,723** | - | 0,795** | 0,425** | -0,266** | -0,357** |
| Fql | 0,807** | 0,795** | - | 0,509** | 0,373** | -0,474** |
| Fqlt | 0,534** | 0,425** | 0,509** | - | 0,160* | 0,516** |
| FI | 0,177* | -0,266** | 0,373** | 0,160* | - | -0,207** |
| Ft | -0,257** | -0,357** | -0,474** | 0,516** | -0,207** | - |

* Significância estatística ($p < 0,05$)

** Significância estatística ($p < 0,01$)

Houve correlação negativa entre os ângulos Ft e Fq (-0,357), e entre Ft e Fql (-0,474), reforçando o que já foi encontrado anteriormente. Ou seja, os resultados sugerem uma tendência de que quanto maior a utilização do quadril, menor a utilização da coluna torácica no movimento de flexão do tronco.

Esse fato pode ser confirmado também através do Gráfico 1, que mostra a relação inversa entre o percentual de quadril e o percentual de coluna torácica, tendo como resultado da correlação entre essas variáveis forte e negativa (-0,752).

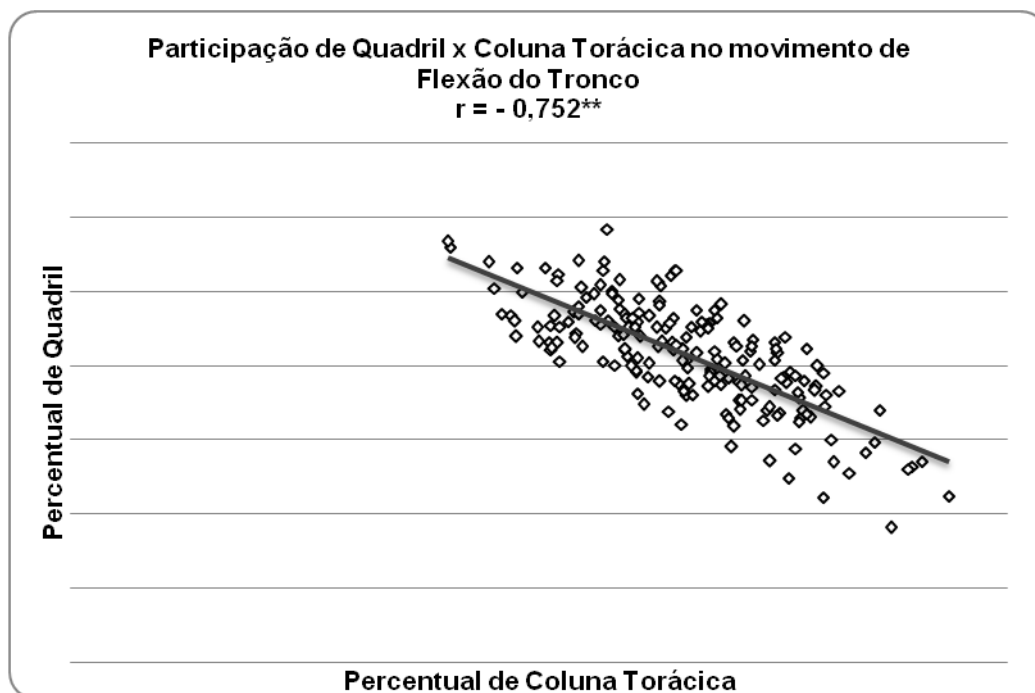


Gráfico 1. Relação entre participação do quadril e participação da coluna torácica no movimento de flexão do tronco.

** Significância estatística ($p < 0,01$)

De acordo com os gráficos 2, 3 e 4, observa-se que os valores dos ângulos Fq, Ft e Fl podem ser apresentados por uma curva de distribuição normal.

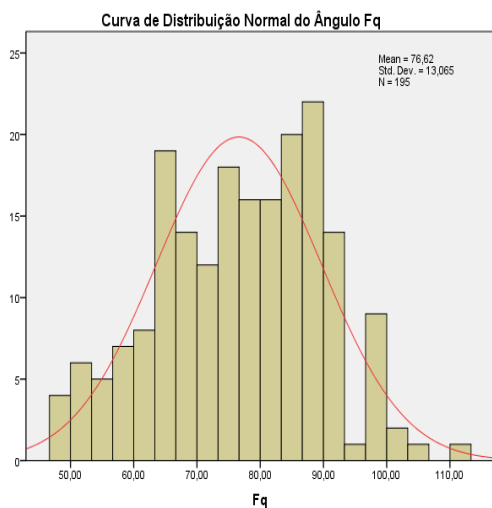


Gráfico 2. Curva de Distribuição Normal do ângulo Fq

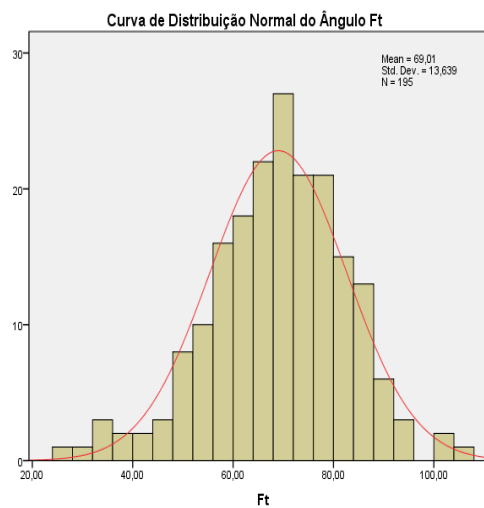


Gráfico 3. Curva de Distribuição Normal do ângulo Ft

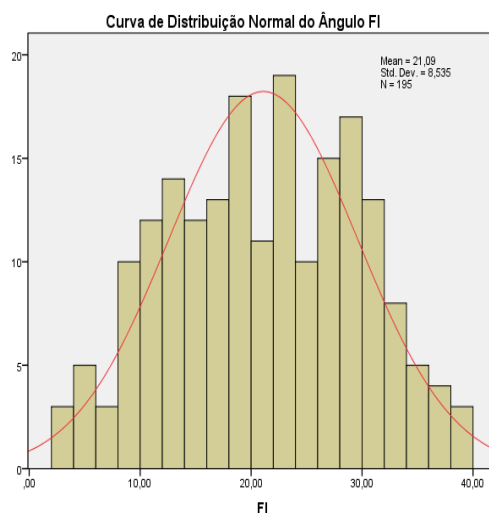


Gráfico 4. Curva de Distribuição Normal do ângulo FI

Como os dados angulares apresentam uma curva de normalidade, a partir do valor médio e do desvio padrão criou-se cinco categorias para classificação dos valores dos ângulos Fq, FI e Ft (TABELA 14).

Tabela 14. Novo padrão de referência: classificação dos ângulos Fq, FI e Ft em cinco categorias.

| Ângulos | Ruim | Abaixo da Média | Média | Bom | Excelente |
|-----------|-------------------|---------------------------|---------------------------|----------------------------|--------------------|
| Fq | $\leq 63,4^\circ$ | $63,5^\circ - 76,6^\circ$ | $76,7^\circ - 89,7^\circ$ | $89,8^\circ - 102,8^\circ$ | $\geq 102,9^\circ$ |
| FI | $\leq 12,5^\circ$ | $12,6^\circ - 21,0^\circ$ | $21,1^\circ - 29,6^\circ$ | $29,7^\circ - 38,1^\circ$ | $\geq 38,2^\circ$ |
| Ft | $\geq 96,3^\circ$ | $96,2^\circ - 82,7^\circ$ | $82,6^\circ - 69,1^\circ$ | $69,0^\circ - 54,4^\circ$ | $\leq 54,3^\circ$ |

As categorias criadas foram: “Ruim”, “Abaixo da Média”, “Média”, “Bom” e “Excelente”. Quanto maior o valor angular de Fq e FI, melhor a classificação. Em contrapartida, devido à relação inversa do quadril e da coluna torácica relatada anteriormente, quanto maior o valor de Ft, pior a classificação.

Assim como os ângulos, criou-se também um padrão de classificação para os percentuais de quadril, região lombar e região torácica com cinco categorias, como apresentado na tabela 15.

Tabela 15. Novo padrão de referência: classificação dos percentuais de quadril, coluna lombar e coluna torácica em cinco categorias

| Percentuais | Ruim | Abaixo da Média | Média | Bom | Excelente |
|-----------------|--------|-----------------|---------------|---------------|-----------|
| Quadril | ≤38,6% | 38,7% - 46,0% | 46,1% - 53,3% | 53,4% - 60,6% | ≥60,7% |
| Lombar | ≤7,4% | 7,5% -12,6% | 12,7% - 17,7% | 17,8% - 22,8% | ≥22,9% |
| Torácica | ≥55,6% | 55,5% - 48,5% | 48,4% - 41,4% | 41,3% - 34,2% | ≤34,1% |

A tabela 16 refere-se às médias dos valores angulares de Fq, Ft e FI obtidos do protocolo do CSTF e reclassificados pelo novo padrão de referência conforme detalhado na tabela 12.

Tabela 16. Reclassificação das médias dos ângulos Fq, Ft e FI obtidas do protocolo CSTF.

| Protocolo CSTF | Ruim | Abaixo da Média | Média | Bom | Excelente |
|---------------------------|------------------------|-----------------|--------------|--------------|------------------|
| Fq Médio | 70,993° | 81,499° | 84,843° | 92,105° | 100,085° |
| Nova Classificação | <i>Abaixo da Média</i> | <i>Média</i> | <i>Média</i> | <i>Bom</i> | <i>Bom</i> |
| FI Médio | 19,654° | 22,298° | 24,913° | 22,492° | 26,259° |
| Nova Classificação | <i>Abaixo da Média</i> | <i>Média</i> | <i>Média</i> | <i>Média</i> | <i>Média</i> |
| Ft Médio | 70,533° | 68,692° | 66,595° | 67,476° | 54,011° |
| Nova Classificação | <i>Média</i> | <i>Bom</i> | <i>Bom</i> | <i>Bom</i> | <i>Excelente</i> |

Nota-se que a reclassificação não mantém as mesmas categorias indicadas pelo o protocolo do TSA. Além disso, as médias de diferentes categorias do CSTF se enquadram em uma mesma categoria da nova classificação, indicando uma falta de distinção apropriada entre os valores pertencentes a cada categoria.

A tabela 17 também reclassificou as médias angulares já classificadas pelo protocolo de Pollock e Wilmore. Da mesma maneira que a anterior, as médias não permaneceram nas mesmas categorias. E valores que antes estavam dispostos em categorias diferentes como, por exemplo, “regular”, “média” e “bom”, acabaram permanecendo na mesma categoria da nova classificação (abaixo da média).

Tabela 17. Reclassificação das médias dos ângulos Fq, Ft e FI obtidas do protocolo Pollock e Wilmore

| Protocolo Pollock & Wilmore | Fraco | Regular | Média | Bom | Excelente |
|--|--------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|------------------|
| Fq Médio | 62,868° | 74,050° | 73,037° | 77,085° | 84,740° |
| Nova Classificação | <i>Ruim</i> | <i>Abaixo da Média</i> | <i>Abaixo da Média</i> | <i>Média</i> | <i>Média</i> |
| FI Médio | 21,126° | 17,226° | 18,834° | 20,247° | 22,700° |
| Nova Classificação | <i>Média</i> | <i>Abaixo da Média</i> | <i>Abaixo da Média</i> | <i>Abaixo da Média</i> | <i>Média</i> |
| Ft Médio | 74,836° | 67,601° | 69,918° | 67,297° | 66,571° |
| Nova Classificação | <i>Média</i> | <i>Bom</i> | <i>Bom</i> | <i>Bom</i> | <i>Bom</i> |

5 DISCUSSÃO

A média do resultado do TSA ($20,105 \pm 9,566\text{cm}$) foi semelhante ao estudo de Ribeiro et al (2010), que dentre outras faixas etárias, avaliou 485 rapazes brasileiros de 15 a 19 anos, e encontrou a média para o resultado do TSA de $21,68 \pm 9,88$ centímetros para indivíduos sedentários e $23,50 \pm 9,49$ centímetros para indivíduos ativos. Farias (2010), também encontrou resultado parecido para 96 meninos, de 10 a 15 anos, que obtiveram a média no TSA de $20,5 \pm 7,7$ centímetros.

Já Guedes et al. (2002), na sua investigação a respeito da aptidão física relacionada à saúde e fatores de risco predisponentes a doença cardiovascular, encontrou a média do TSA mais elevada, $29,37 \pm 9,51$ centímetros para 124 rapazes brasileiros de 15 a 18 anos.

Glaner (2002), também encontrou resultado superior, em seu estudo realizado com 101 rapazes rurais e 130 rapazes urbanos com idades entre 17 e 20 anos, verificou que a média do TSA era de $29,99 \pm 6,29$ centímetros para o primeiro grupo e $28,36 \pm 6,40$ centímetros para o segundo.

Nota-se que em estudos mais recentes (GLANER, 2002; GUEDES et al., 2002), os resultados são mais similares ao do presente estudo, os quais são inferiores aos resultados das pesquisas mais remotas. Tal fato pode estar ligado às mudanças no estilo de vida que ocorre ao longo dos anos, principalmente, associado à prática de atividade física na infância e adolescência (ENES; SLATER, 2010).

Em relação aos dados angulares, os resultados mostraram que o ângulo Fq, o qual faz referência a flexão do quadril, obteve um valor de $76,623^\circ$ e que o ângulo de flexão do tronco, dado pela soma dos ângulos FI e Ft, foi de $90,098^\circ$.

O estudo de LÓPEZ-MIÑARRO et al. (2009) identificou em seu estudo os ângulos de flexão de quadril, coluna lombar e torácica na execução do TSA e encontrou valores de 105 ± 9 graus para flexão de quadril, 28 ± 8 graus para flexão lombar e 70 ± 8 graus para a flexão torácica. Em outro estudo que também utilizou o TSA e medição de ângulos por inclinômetro, realizado com 58 homens com idade média de 23,7 anos, encontrou-se para o ângulo de flexão lombar um valor de aproximadamente 30 graus, e para o ângulo de flexão de torácica, um valor aproximado de 70 graus (LÓPEZ-MIÑARRO et al., 2007).

De acordo com American Academy of Orthopaedic (1965), a amplitude para o ângulo de flexão do quadril varia de 0° a 120° e para flexão torácica de 0° a 80° . E

Boone e Azen (1979), em seu estudo realizado com 109 homens com idade entre 1,5 anos a 54 anos, encontraram que a média de flexão de quadril para 53 homens que tinham 19 anos, ou menos, foi de 123,4°.

Kendall et al (2007), afirmaram que o comprimento normal dos isquiotibiais permite que a pelve faça uma flexão em direção às coxas de maneira que o sacro forme um ângulo de 80° com o eixo horizontal.

Comparando os dados com a classificação das medidas angulares para homens de Leighton (1987), verifica-se que o valor angular de Fq enquadra-se na categoria “média”; e o valor da flexão do tronco (Ft somado a FI), classifica-se como “moderadamente alta”. Essa classificação possui cinco categorias: baixa, moderadamente baixa, média, moderadamente alta e alta.

Diante dessas considerações, observa-se que a amplitude articular do quadril, em média, esteve aquém dos níveis de amplitude considerados normais ou elevados pela literatura, fato que se reflete no comportamento do tronco durante o movimento, pois quando ambos segmentos corporais são solicitados em conjunto, a coluna tenta compensar a ação insuficiente do quadril.

Essa sincronização entre os movimentos do quadril e do tronco é denominada ritmo lombopélvico. Na progressão da flexão do tronco, a curvatura lombar se auto-inverte, achata e seu encurvamento é deslocado para a direção oposta. Essa mudança avança até o momento que a região lombar toma forma arredondada e a flexão total do tronco é finalizada. Para acompanhar essa nova posição das vértebras lombares, ocorre a flexão do sacro, a anteroversão da pelve, seguida de uma extensão do sacro (HAMILL; KNUTZEN, 2008).

Esse fato pode ser analisado também no âmbito dos percentuais que mostraram que a participação do quadril no movimento de flexão do tronco foi o mais elevado (46,014%). Porém, seguido do percentual muito próximo da região torácica (41,309%) e, por último, da coluna lombar (12,676°), que somados (53,985%) acabam ultrapassando esse percentual da participação do quadril.

Com uma metodologia de avaliação semelhante ao presente estudo, Chillón et al (2010) buscaram avaliar as contribuições das principais articulações envolvidas no movimento de flexão de tronco.

Para tanto, empregou-se também a análise cinemática angular e a avaliação dos ângulos de quadril, lombar e torácica. Entretanto, o teste de flexibilidade

utilizado foi um TSA modificado, denominado *Back-Saver Sit-and-Reach*, em que os membros inferiores são avaliados separadamente. Os autores relataram que o ângulo do quadril foi responsável por 42% da variação do movimento do TSA modificado, a coluna lombar por 30% e a coluna torácica apenas por 4%, concluindo que a flexibilidade do quadril é o principal determinante da flexão de tronco.

Segundo Kapandji (2000), durante a flexão do tronco ocorre primeiramente a contração excêntrica dos músculos vertebrais, por conseguinte dos glúteos e por último dos isquiotibiais. No final da flexão, há a estabilização da coluna vertebral por meio da ação passiva dos ligamentos vertebrais que adotam a pelve como ponto fixo, cuja anteroversão pode ser impedida pelo encurtamento dos isquiotibiais.

Por isso, se estão encurtados, sua resistência à tensão impede que a pelve progrida no movimento de inclinação anterior, obrigando-a a resistir à força contrária. Assim, através das flexões cumulativas das vértebras cria-se uma falsa impressão de que o nível de flexibilidade dos isquiotibiais é adequado (ALTER, 1991).

5.1 CLASSIFICAÇÕES DAS DIFERENÇAS ANGULARES EM RELAÇÃO AOS PADRÕES DE REFERÊNCIA DO TESTE SENTAR E ALCANÇAR

Nas classificações do padrão de referência para TSA do Canadian Standardized Test of Fitness – CSTF (1986), houve uma evolução tanto no valor do Fq quanto no seu percentual, com diferenças estatisticamente significativas entre a maioria das categorias. A coluna lombar permaneceu estável e a atividade da coluna torácica diminuía ao passo que a exigência das classificações aumentava.

Ou seja, quanto maior a classificação no TSA, maior foi participação do quadril e menor a participação da região torácica no movimento. Nas classificações mais baixas ocorre o inverso porque quando os músculos isquiotibiais estão encurtados, há a tentativa de compensar o movimento com a flexão da coluna torácica, para que o alcance das mãos seja maior e a pontuação do indivíduo no teste seja ilusoriamente mais satisfatória.

Alter (1991), explica que a postura ideal para o alongamento dos isquiotibiais é manter uma inclinação pélvica anterior e o dorso superior estendido quando o tronco movimenta-se em direção às coxas. Ou seja, deve-se existir uma linha reta entre o sacro e a parte superior da cabeça, pois assim a tuberosidade isquiática

(origem dos isquiotibiais) é colocada em uma posição mais distante das inserções tibial proximal e fibular, fazendo com que a tensão das fibras musculares seja aumentada.

Entretanto, Alter (1991) também relata que quando existe o encurtamento, o corpo tende a fazer uma retroversão da pelve além da formação de uma curva acentuada na região dorsal. Essa compensação é proveniente dos padrões de flexão combinados das vértebras cervicais, torácicas e lombares. Com isso, a inclinação pélvica posterior aproxima a origem dos isquiotibiais à sua inserção e o arredondamento na região dorsal impede que ocorram mais deslocamentos angulares e lineares o que exige menos amplitude de movimento.

De acordo com Polachini et al. (2005), existe uma sinergia entre os movimentos da pelve, coluna vertebral e membros. Apesar de os movimentos da coxa poder ocorrer sem o movimento pélvico, o quadril e a coxa geralmente movem-se juntos, sendo que sua atividade pode ser restringida pela ação do tronco.

A ação da coluna lombar tem uma participação menor e permanece estável em todas as classificações, isso ocorre porque segundo Hamill e Knutzen (2008), sua ação concentra-se apenas nos primeiros 50° da flexão do tronco.

Ribeiro et al (2010), realizaram um estudo com 16.405 sujeitos e utilizaram o padrão de referência do CSTF para identificar o nível de flexibilidade de homens e mulheres em diferentes faixas etárias, e verificou que a amostra apresentou valores inferiores aos recomendados pelo padrão em todas as faixas etárias, o que os levou a concluir que essa classificação é inadequada para a avaliação da população brasileira atual.

Por isso considerou-se que o padrão de referência desenvolvido por Pollock e Wilmore (1993), é mais condizente com a amostra, pois não detém um grau de exigência extremamente rígido como o CSTF. Contudo, os valores angulares e os percentuais tiveram um comportamento muito semelhante ao do padrão CSTF. Ou seja, quanto maior o valor de flexão do quadril, menor o valor de flexão da coluna torácica. E da mesma forma, a coluna lombar se manteve com os valores estáveis. A única mudança que ocorreu está ligada a média dos valores que se apresentou mais baixa devido a menor exigência.

A diferença entre os valores do ângulo Fq classificados como “excelente” nos dois padrões de referência foi de 15,345°, no padrão CSTF a média do Fq foi de 100,085°, e no padrão de Pollock e Wilmore foi de 84,740°. Como foi dito

anteriormente, o comprimento normal dos isquiotibiais permite que a pelve flexione e que o sacro faça um ângulo de aproximadamente 80° em relação ao eixo horizontal (KENDALL et al., 2007).

Assim, observa-se que o padrão de Pollock e Wilmore (1993), contempla em sua categoria denominada “excelente” um valor médio de Fq considerado normal. Já, o padrão CSTF avalia como “excelente” um valor de Fq que pode ser considerado como hiperflexibilidade.

Os dados angulares e percentuais distribuídos de acordo com as categorias do IMC mostraram que quanto maior o IMC, maior o percentual da participação do quadril no movimento e menor da lombar e tronco. Isso ocorre porque quando o indivíduo possui uma protusão abdominal, tende a utilizar mais o quadril por não conseguir compensar o movimento com a flexão da coluna torácica e lombar. Contudo, isso não é indicativo de que possui uma flexibilidade adequada, mas que apenas não consegue compensar o movimento com uma maior flexão de tronco.

Esse fato pode ser constatado através da comparação entre dos valores angulares da categoria de maior IMC (obesidade leve) com os valores angulares das categorias “excelente” dos padrões de referência do TSA. Ou seja, a média do próprio TSA da categoria “obesidade leve” do IMC é 20,321cm. Já da categoria “excelente” do padrão de Pollock e Wilmore (1993) é de 28,876cm e do CSTF é de 40,714cm.

Calvete (2005), fez um estudo a respeito das capacidades motoras em adolescentes obesos e verificou associação negativa entre a obesidade e o nível adequado de flexibilidade de membros inferiores o que, segundo a autora, pode ser explicado pelo acúmulo de gordura concentrada principalmente na região coxofemoral e tronco, o que acaba dificultando o movimento de flexão do quadril.

A estatura, por sua vez, não apresentou qualquer influência em relação aos ângulos e percentuais, o que indica que ela não é um fator limitador ou facilitador para a execução do movimento. No estudo de Minatto et al (2010) também se confirmou que a estatura não influencia o nível de flexibilidade.

5.2 ANÁLISE DA CORRELAÇÃO DOS INDICADORES ANGULARES E PERCENTUAIS COM O TSA

A forte correlação encontrada entre o TSA e o ângulo Fql ($r = 0,807$) e o ângulo Fq ($r = 0,723$), sugere que quanto maior o valor obtido no TSA, maior será o valor de Fql e Fq.

Alguns estudos também se propuseram relacionar o resultado obtido pelo movimento de flexão de tronco por meio do TSA com uma análise angular, no intuito de se obter um teste que agregasse mais confiabilidade em seus resultados. Um deles foi de Cornbleet e Woolsey (1996), que avaliaram o ângulo de flexão do quadril com um inclinômetro durante o movimento do TSA em 410 crianças de 5 a 12 anos, e a correlação entre ambos foi de $r = 0,76$.

Em um estudo muito semelhante ao anterior, o ângulo de flexão do quadril foi avaliado por meio de análise cinemática angular e encontrou correlação com o TSA de $r = 0,48$ com o tornozelo em dorsiflexão; e $r = 0,44$ com o tornozelo em flexão plantar (KAWANO et al., 2010).

Perin et al (2012), também utilizaram uma análise cinemática realizada através da técnica de Biofotogrametria, e encontraram para o ângulo de flexão de quadril uma correlação moderada com o TSA ($r = 0,64$).

Além do uso da avaliação angular, outros estudos propuseram utilizar testes clínicos para se comprovar a eficácia do TSA ou modificações na metodologia do teste, no intuito de se obter dados mais confiáveis acerca do movimento de flexão do tronco e flexibilidade dos isquiotibiais.

Jackson e Baker (1986), em sua pesquisa, mostraram que o TSA é uma medida válida para a flexibilidade de isquiotibiais além de altamente reproduzível, entretanto, foi mal correlacionado com uma medida clínica de flexibilidade da região lombar, indicando que esse teste não é válido para essa região.

Liemohn et al (1994), examinaram a validade de critério do TSA e sua versão modificada Backer-Saver Sit-and-Reach. Os sujeitos foram 40 estudantes universitários. Utilizou-se um inclinômetro para medir a flexibilidade lombossacral e flexibilidade da articulação do quadril. Embora a validade de critério de ambos os testes ter sido identificada como medidas de flexibilidade de isquiotibiais ($r = 0,70-0,76$), não se encontrou uma validade de critério consistente relacionada à flexibilidade de coluna lombar ($r = 0,29-0,40$).

Simoneau (1998) objetivou determinar em seu estudo quais componentes antropométricos e a flexibilidade de quais articulações melhor contribuíam no desempenho do TSA. Foram realizados diferentes testes de flexibilidade, o primeiro foi o próprio TSA; seguido de Schober-Lombar de flexibilidade da coluna lombar; Schober-Lombar e Tronco para a flexibilidade da coluna torácica e lombar; o Teste de elevação do joelho estendido para isquiotibiais e o teste de dorsiflexão do tornozelo para flexibilidade do flexor plantar do tornozelo. Faz-se uso de matrizes de correlação entre as medidas de flexibilidade e a antropometria.

Nos resultados, encontrou-se que o comprimento dos membros inferiores e superiores não foram bem associadas com a performance do TSA. Assim, o seu desempenho foi quase que exclusivamente determinado pela flexibilidade de isquiotibiais. Além disso, a flexibilidade do flexor plantar do tornozelo e da coluna lombar foi mal correlacionada, indicando a necessidade de testes mais específicos para cada grupo muscular.

Somente o estudo de Chillón et al. (2010), foi demonstrado a possibilidade de se avaliar a flexibilidade lombar juntamente com a flexibilidade de quadril através do TSA modificado, mas para tanto, foi necessário também a utilização da análise cinemática angular.

A correlação negativa dada entre Ft e Fq (-0,357) e Ft e Fql (-0,474), remete novamente ao conceito de oposição entre o comportamento do quadril e o comportamento da coluna torácica. Não obstante, a correlação entre o percentual de quadril e o de torácica (-0,752) reforça com mais notoriedade essa questão.

López-Miñarro (2009), relataram que a postura da região torácica pode influenciar o resultado do TSA e de suas versões modificadas. Da mesma forma, Liemohn et al (1994), também indicaram que a pontuação do teste sofre influência da coluna vertebral, o que pode acabar alterando a sua validade.

Diante disso, nota-se que a flexibilidade da flexão do quadril é extremamente difícil de ser avaliada sem que haja a influência da coluna vertebral. Pois a inter-relação das cadeias musculares, o mecanismo de compensação gerado entre elas e fatores ligados a desequilíbrio muscular, podem solicitar diferentes grupos musculares para se executar o movimento (KENDALL et al., 2007).

Por isso, é importante conhecer o grau de influência ou de participação dos diferentes segmentos corporais, de maneira a identificar quais músculos estão em

ação. Assim, o padrão de referência torna-se essencial para indicar presença ou ausência de normalidade da flexibilidade de flexão do tronco.

As tabelas de classificação tanto para os ângulos, quanto para os percentuais desenvolvidos no presente estudo, dividem os valores em cinco categorias, as quais vão de “ruim” a “excelente”, no intuito de fazer a identificação de presença de flexibilidade adequada, presença de compensação e padrão de movimento.

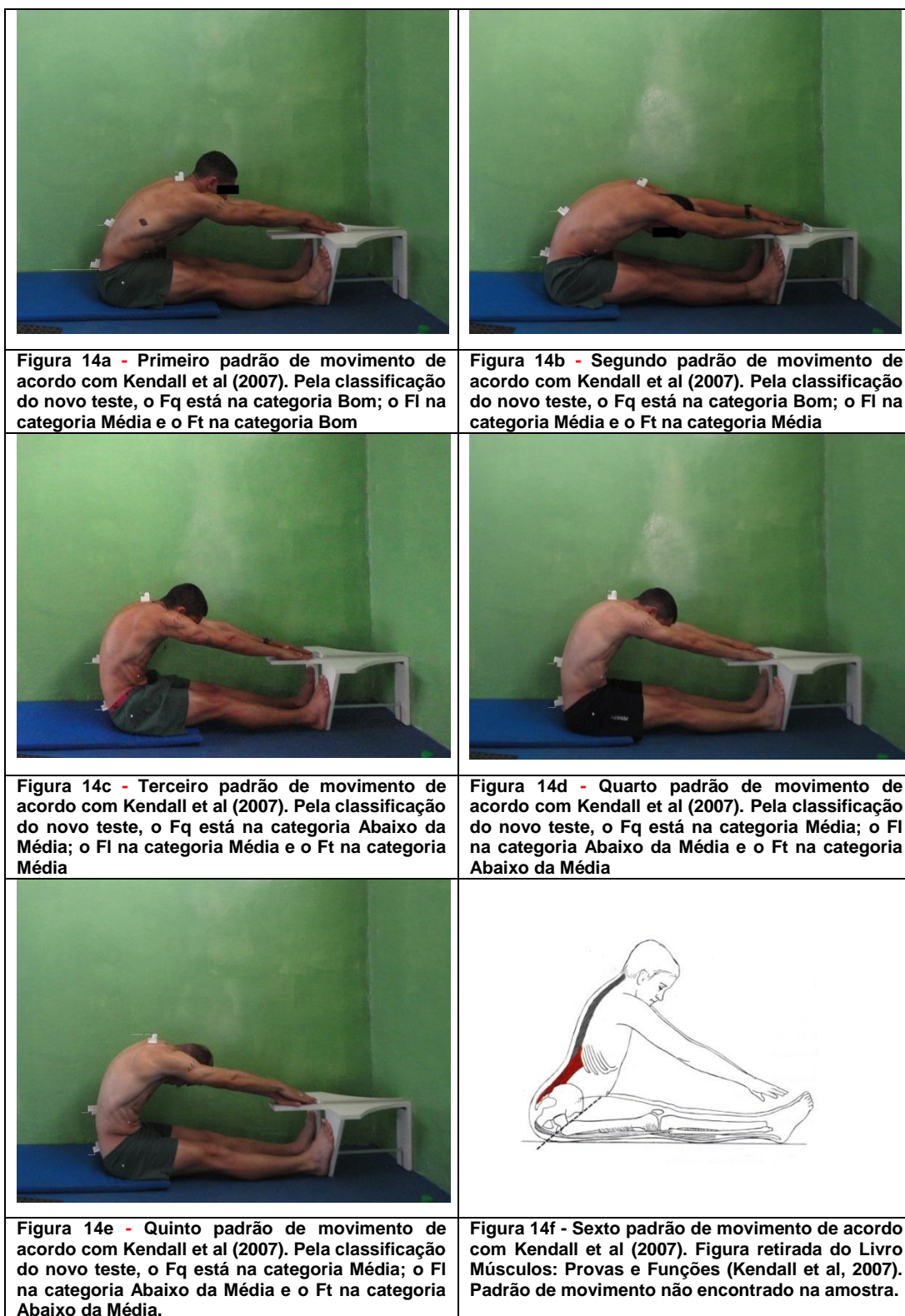
Quando comparadas com as classificações do protocolo CSTF e do protocolo de Pollock e Wilmore, verificou-se que as médias angulares não se enquadraram nas mesmas categorias da nova classificação. Não obstante, valores que estavam em categorias diferentes se encaixaram em uma mesma categoria, indicando que não há distinção no comportamento muscular dos segmentos avaliados entre esses valores.

Ou seja, essa reclassificação mostra que ângulos de valores próximos de quadril, lombar e torácica, são classificados em diferentes categorias do TSA, todavia apresentam o mesmo padrão de movimento, o que sugere que a pontuação diferenciada entre eles deve-se a uma diferença de proporção de membros ou a uma abdução escapular exagerada, não havendo relação com o nível de flexibilidade de isquiotibiais.

Pelo fato do TSA considerar apenas o valor obtido no banco de Wells, ele acaba ignorando o comportamento dos segmentos corporais que influenciam o movimento de flexão do tronco. Assim, apenas pela pontuação obtida e pelos padrões de referência já estabelecidos, não é possível prever adequadamente o nível flexibilidade de músculos posteriores de coxa.

Kendall et al (2007), em sua obra, definiu seis padrões de variações do movimento de flexão de tronco. Em cada um deles detalhou o comportamento dos músculos participantes do movimento, a posição da pelve e a curvatura da coluna vertebral.

Dessa maneira no primeiro padrão definido por Kendall et al (2007), considerado normal, os músculos das paravertebrais, posteriores da coxa e gastrocnêmios possuem um comprimento normal, permitindo que a pelve faça uma flexão em direção à coxa de maneira que o ângulo entre o sacro e o plano horizontal seja de aproximadamente 80°. A coluna lombar faz uma flexão que permite sua retificação. A flexão da coluna torácica permite um aumento da convexidade posterior, que pode ser vista como uma curvatura suave e contínua (FIGURA 14a).



No segundo padrão sugerido por Kendall et al. (2007), quando existe um comprimento excessivo dos isquiotibiais, ocorre uma flexão também excessiva da pelve. A coluna lombar se inverte e a flexão torácica é exagerada (FIGURA 14b).

O terceiro padrão relata sobre presença de encurtamento dos isquiotibiais e comprimento excessivo dos músculos das costas, o que suscita em uma retroversão da pelve e uma convexidade excessiva de toda coluna, a qual se faz presente para compensar esse encurtamento dos isquiotibiais (FIGURA 14c) (KENDALL et al., 2007).

O quarto padrão definido por Kendall et al. (2007), pode ser caracterizado quando existe um comprimento excessivo dos músculos do início da região torácica, pequeno encurtamento da região toracolombar, gastrocnêmio e comprimento normal da região lombar, para compensar, o indivíduo faz uma leve retroversão da pelve e uma grande convexidade no início da região torácica (FIGURA 14d).

No quinto padrão definido, o comprimento normal dos músculos da região torácica e encurtamento dos músculos da região lombar e isquiotibiais, fazem uma retroversão excessiva da pelve que acaba impedindo uma maior mobilidade da coluna e forçando uma leve inclinação para trás (FIGURA 14e) (KENDALL et al., 2007).

No sexto e último padrão de Kendall et al. (2007), o comprimento normal dos músculos da região torácica e contratura da região lombar com paralisia, fazem uma inclinação excessiva da pelve, além de manter uma curvatura côncava da coluna lombar (FIGURA 14f).

Ao visualizar esses padrões, nota-se que existem variações no movimento de flexão de tronco, as quais vão depender essencialmente do comprimento das musculaturas envolvidas e as condições de força ou fraqueza e equilíbrio muscular, fatores essencialmente determinantes no desempenho das articulações da coluna e pelve.

Por esses motivos torna-se extremamente difícil avaliar isoladamente a flexibilidade dos isquiotibiais através da flexão de tronco. Pois somente o conjunto de fatores associados como necessidade de se levar em consideração o comportamento dos outros segmentos corporais, a observação de padrões de movimento, a quantificação e classificação da relação entre as musculaturas, determinam a real condição dos músculos isquiotibiais, bem como esquema corporal resultante dos diferentes níveis de flexibilidade das regiões participantes do movimento.

6 CONCLUSÃO

Com o presente estudo, pôde-se constatar que a metodologia de avaliação que utilizou recursos como marcadores de superfície e o uso de imagem digital foi eficaz para acompanhar o deslocamento espacial dos segmentos da coluna vertebral e quadril durante a flexão de tronco.

Além disso, a utilização da análise cinemática angular obtida pela fotogrametria permitiu quantificar o movimento, determinando em percentuais e em valores angulares, a contribuição dos segmentos corporais na execução do TSA. Assim, foi observado que as contribuições médias da coluna torácica, da coluna lombar e da articulação do quadril são respectivamente: 46,014%, 12,676%, 41,309%.

A comparação entre os valores angulares e os percentuais entre as categorias do IMC, mostraram que indivíduos com mais massa adiposa tendem a utilizar mais a articulação do quadril para realizar a flexão de tronco. Entretanto, esse fato não está ligado a um nível de flexibilidade adequado de isquiotibiais, mas devido ao acúmulo de gordura na região abdominal que impede a compensação do movimento pela coluna torácica. Não houve associação no desempenho do TSA com a estatura, indicando que ela não é um fator limitador ou facilitador para o movimento.

A correlação negativa entre o comportamento do quadril e da coluna torácica indicou uma relação de oposição entre essas duas regiões, podendo ocasionar a uma atitude compensatória durante a execução do TSA. Pois um nível inadequado de flexibilidade de isquiotibiais pode ser mascarado com a compensação da coluna torácica, já que a sua flexão exagerada também permite que o indivíduo tenha um alcance maior com as mãos, comprometendo a validade e confiabilidade do TSA tradicional e suas versões modificadas. Já em relação à coluna lombar, observou-se que ela mantém um comportamento estável, movimentando-se discretamente durante o teste.

Pela curva de distribuição normal dos dados foi possível definir um padrão de referência tanto para os valores angulares quanto para os percentuais, possibilitando classificá-los em cinco categorias. Estas ajudam a identificar a variação no padrão de movimento, bem como a situação e o comportamento das musculaturas atuantes.

Quando comparados os valores das categorias do CSTF e do protocolo de Pollock e Wilmore com o novo padrão de referência, observou-se que muitos valores angulares que se distribuem em diferentes categorias do TSA, acabam ficando na mesma categoria do novo padrão de referência, sugerindo que essa diferenciação provavelmente ocorra pela desproporção de membros inferiores e superiores ou por uma abdução escapular em demasia, indicando mais uma vez que o TSA detém vários fatores intervenientes que alteram a sua validade.

Assim, recomenda-se que a avaliação da flexão da coluna torácica, da coluna lombar e do quadril seja realizada separadamente, por fotogrametria, com base no protocolo e parâmetros médios estabelecidos neste estudo, por meio da classificação de seus valores nas categorias propostas. Pois desta forma, será possível estimar a contribuição das articulações no movimento, favorecendo a identificação dos mecanismos compensatórios e encurtamentos musculares.

Essa pesquisa atendeu aos objetivos propostos, no entanto sugere-se como trabalhos futuros uma avaliação da técnica que indique sua viabilidade para identificar patologias e desvios posturais, no intuito de averiguar se ela pode ser um instrumento de auxílio para a intervenção preventiva ou corretiva relacionada à correção postural e melhora do nível de flexibilidade dos isquiotibiais.

REFERÊNCIAS

- ACHOUR JR, A. Validação de testes de flexibilidade da coluna lombar. 2006. Universidade de São Paulo, São Paulo.
- ALLSEN, P. E.; HARRISON, J. M.; VANCE, B. **Exercício e Qualidade de Vida: uma abordagem personalizada**. 6. Barueri: Manole, 2001.
- ALTER, M. J. *Ciência da Flexibilidade*. 2. Porto Alegre: Artes Médicas Sul, 1991.
- AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPAEDIC, S. Joint motions, Method of measuring and recording. **Joint motion method of measuring and recording**. Chigago 1965.
- ANDRADE, M. M. **Introdução à metodologia do trabalho científico**. 10. São Paulo: Atlas, 2010.
- AYALA, F.; SAINZ DE BARANDA, P. Fiabilidad absoluta de las pruebas sit and reach modificado y back saber sit and reach para estimar la flexibilidad isquiosural em jogadores de fútbol sala. **Apunts Medicina de L' Esport**, v. 46, p. 81-88, 2011.
- AYALA, F. et al. Absolute reliability of five clinical tests for assessing hamstring flexibility in professional futsal players. **Journal of Science and Medicine in Sport** v. 15, p. 142-147, 2012.
- AYALA, F. et al. Criterion-related validity of four clinical tests used to measure hamstring flexibility in professional futsal players. **Physical Therapy in Sport**, p. 1-7, 2011.
- BAKIRTZOGLU, P.; IOANNOU, P.; BAKIRTZOGLU, F. Evaluation of hamstring flexibility by using two different measuring instruments. **SportLogia**, v. 6, n. 2, p. 28-32, 2010.
- BALTACI, G. et al. Comparison of three different sit and reach tests for measurement of hamstring flexibility in female university students. **British journal of sports medicine**, v. 37, p. 59-61, 2003.
- BOONE, D. C.; AZEN, S. P. Normal Range of Motion of Joints. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 61, n. 5, p. 756-759, 1979.
- CAILLIET, R. **Low Back Pain Syndrome**. 4 Ed. Philadelphia: 1988.
- CALVETE, S. A. **Estudo das capacidades motoras de adolescentes obesos**. 2005. Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo.
- CARDOSO, J. R. et al. Confiabilidade intra e interobservador da análise cinemática angular do quadril durante o teste sentar e alcançar para mensurar o comprimento dos isquiotibiais em estudantes Universitários. **Revista Brasileira de Fisioterapia** v. 11, p. 133-138, 2007.

CASTRO-PIÑERO, J. et al. Criterion-Related Validity of Sit-and-Reach and Modified Sit-and-Reach Test for Estimating Hamstring Flexibility in Children and Adolescents Aged 6 – 17 Years. **International Journal of Sports Medicine**, v. 30, p. 658-662, 2009.

CHILLÓN, P. et al. Hip flexibility is the main determinant of the back-saver sit-and-reach test in adolescents. **Journal of Sports Sciences**, v. 28, n. 6, p. 641-648, 2010.

CHUNG, P. K.; YUEN, C. K. Criterion-related validity of sit-and-reach tests in university men in Hong Kong. **Perceptual and motor skills**, v. 88, p. 304-316 1999.

COOPER INSTITUTE, F. A. R. **The Prudential FITNESSGRAM test administration manual**. COOPER INSTITUTE, F. A. R. Dallas 1994.

CORKERY, M. et al. Establishing normal values for lower extremity muscle length in college-age students. **Physical Therapy in Sport**, v. 8, p. 66-74, 2007.

CORNBLEET, S. L.; WOOLSEY, N. B. Assessment of Hamstring Muscle Length in School-aged Children Using the Sit-and-Reach Test and the Inclinator Measure of Hip Joint Angle. **Physical Therapy in Sport**, v. 76, p. 850-855, 1996.

DANNY, P. et al. Emg activities between sit-and-reach and stand-and-reach: a pilot study. Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 20: 2448-2451 p. 1998.

DANTAS, E. H. M. **Flexibilidade, Alongamento e Flexionamento**. 3. Rio de Janeiro: Shape, 1995.

DAVIS, D. S. et al. The effectiveness of 3 stretching techniques on hamstring flexibility using consistent stretching parameters. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 19, n. 1, p. 27-32, 2005.

DIAS, R. S.; CONESA, A. G. Síndrome de los isquiotibiales acortados. **Elsevier Fisioterapia**, v. 30, p. 186-193, 2008.

ENES, C. C.; SLATER, B. Obesidade na adolescência e seus principais fatores determinantes. **Revista Brasileira de Epidemiologia**, v. 13, n. 1, p. 163-171, 2010.

ENOKA, R. M. **Bases Biomecânicas da Cinesiologia**. São Paulo: Manole, 2000.

ESPADA, D. R.; MONTESINOS, J. L. G.; VICENTE, J. M. Diferencias en las amplitudes articulares entre varones y mujeres en edad escolar. **Apunts Medicina de L' Esport**, v. 153, p. 13-25, 2007.

FARIAS, E. S. et al. Efeito da atividade física programada sobre a aptidão física em escolares adolescentes
Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano, v. 12, n. 2, p. 98-105, 2010.

FERNANDES, A. et al. **Cinesiologia do Alongamento**. 2. Rio de Janeiro: Sprint, 2002.

FERNANDEZ, J. E.; STUBBS, N. B. Mathematical modeling and testing of the sit and reach test. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 3, p. 201-205, 1989.

FLOYD, R. T.; THOMPSON, C. W. **Manual de Cinesiologia Estrutural**. 14. Barueri: Manole, 2002.

GLANER, M. F. Nível de atividade física e aptidão física relacionada à saúde em rapazes rurais e urbanos. **Revista Paulista de Educação Física**, v. 16, n. 1, p. 76-85, 2002.

GUARIGLIA, D. A. et al. Time-of-Day Effect on Hip Flexibility Associated with Modified Sit-and-Reach Test in Males **International Journal of Sports Medicine**, v. 32, p. 947-952, 2011.

GUEDES, D. P.; GUEDES, E. R. P. **Manual Prático para Avaliação em Educação Física**. São Paulo: 2006.

GUEDES, D. P. et al. Aptidão física relacionada à saúde e fatores de risco predisponentes às doenças cardiovasculares em adolescentes. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v. 2, n. 5, p. 31-46, 2002.

HALL, S. J. **Biomecânica Básica**. 4. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**. 2. Barueri: Manole, 2008.

HARTMAN, J. G.; LOONEY, M. Norm-referenced and criterion-referenced reliability and validity of the back-saver sit-and-reach. **Measurement in Physical Education and Exercise Science**, v. 7, p. 71-87, 2003.

HOEGER, W. W. K.; HOPKINS, D. R. A comparison of the sit and reach and the modified sit and reach in the measurement of flexibility in women. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 63, p. 191, 1992.

HOEGER, W. W. K. et al. Comparing the Sit and Reach With the Modified Sit and Reach in Measuring Flexibility in Adolescents. **Pediatric Exercise Science**, v. 2, p. 156-162, 1990.

HOPKINS, D. R.; HOEGER, W. W. K. Comparison of the Sit-and-Reach Test and the Modified Sit-and-Reach Test in the Measurement of Flexibility for Males. **Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 6, p. 7-10, 1992.

HUI, S. C. et al. Comparison of the Criterion-Related Validity of Sit-and-Reach Tests With and Without Limb Length Adjustment in Asian Adults. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 70, p. 401, 1999.

HUI, S. C.; YUEN, P. Y. Validity of the modified back-saver sit-and-reach test: a comparison with other protocols. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 32, p. 1655-1659, 2000.

HWANG, J. H. et al. Reliability of lumbar lordosis measurement in patients with spondylolisthesis: a case-control study comparing the Cobb, centroid, and posterior tangent methods. **Spine**, v. 35, n. 18, p. 1691-1700, 2010.

IUNES, D. H. **Análise da Confiabilidade Inter e Intra-Examinador na Avaliação Postural pela Fotogrametria Computadorizada**. 2004. Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.

JACKSON, A. W.; BAKER, A. A. The relationship of the sit and reach test to criterion measures of hamstring and back flexibility in young females. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 57, n. 183-186, 1986.

JACKSON, A. W. et al. Relations of sit-up and sit-and-reach tests to low back pain in adults **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 27, p. 22-26, 1998.

JONES, C. J. et al. The reliability and validity of a chair sit-and-reach test as a measure of hamstring flexibility in older adults. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 69, p. 338-343, 1998.

KAPANDJI, A. I. **Fisiologia Articular: Esquemas comentados de mecânica humana**. 5. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

KAWANO, M. M. et al. Influence of the gastrocnemius muscle on the sit-and-reach test assessed by angular kinematic analysis. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 14, p. 10-15, 2010.

KENDALL, F. P. A criticism of current tests and exercises for physical fitness. **Physical Therapy**, v. 45, p. 187-197, 1965.

KENDALL, F. P. A criticism of current tests and exercises for physical fitness. **Physical Therapy**, v. 45, p. 187-197, 1965.

KENDALL, F. P. et al. **Músculos: provas e funções com postura e dor**. 5. Barueri: Manole, 2007.

KISS, M. A. P. D. **Esporte e Exercício: avaliação e prescrição**. São Paulo: Roca, 2003.

LEIGHTON, J. R. **Musculação: aptidão física, sedenvolvimento corporal e condicionamento físico**. Rio de Janeiro: Sprint, 1987.

LEMMINK, K. A. P. M. et al. The Validity of the Sit-and-Reach Test and Modified Sit-and-Reach Test in Middle-Aged to Older Man and Women. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 74, p. 331-336, 2003.

LI, Y.; MCCLURE, P. W.; PRATT, N. The Effect of Hamstring Muscle Stretching on Standing Posture and on Lumbar and Hip Motions During Forward Bending. **Physical Therapy**, v. 76, p. 835-845, 1996.

LIEMOHN, W.; SHARPE, G. L.; WASSERMAN, J. F. Lumbosacral movement in the sit-and-reach and in Cailliet's protective-hamstring stretch. **Spine**, v. 19, p. 2127-2130, 1994.

LIEMOHN, W. P.; SHARPE, G. L.; WASSERMAN, J. Criterion-related validity of the sit-and-reach test. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 8, p. 91-94, 1994.

LÓPEZ-MIÑARRO, P. A. et al. A comparison of the spine posture among several sit-and-reach test protocols. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 10, p. 456-462, 2007.

LÓPEZ-MIÑARRO, P. A.; ANDÚJAR, P. S. B.; R., G. P. L. A comparison of the sit-and-reach test and the back-saver sit-and-reach test in university students. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 8, p. 116-122, 2009.

LÓPEZ-MIÑARRO, P. A. et al. Comparison between sit-and-reach test and V sit-and-reach test in young adults. **Gazzetta Medica Italiana Archivio per le Scienze Mediche**, v. 167, p. 135-142, 2008.

MACRAE, I. F.; WRIGHT, V. Measurement of back movement. **Annals of the Rheumatic Diseases**, v. 28, p. 584-589, 1969.

MINATTO, G. et al. Idade, maturação sexual, variáveis antropométricas e composição corporal: influências na flexibilidade. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 12, n. 3, p. 151-158, 2010.

MINKLER, S.; PATTERSON, P. The validity of the modified sit-and-reach test in college-age students. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 65, p. 189, 1994.

MIYAZAKI, J. et al. Relationship between the sit-and-reach distance and spinal mobility and straight leg raising range. **Rigakuryoho Kagaku**, v. 25, p. 683-686, 2010.

MOLINARI, B. **Avaliação Médica e Física para atletas e praticantes de atividades físicas**. São Paulo: Roca, 2000.

MORROW, J. R. et al. **Medida de Avaliação do Desempenho Humano**. Porto Alegre: 2003.

PATTERSON, P. et al. The Validity and Reliability of the Back Saver Sit-and-Reach Test in Middle School Girls and Boys. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 67, p. 448-451, 1996.

PERIN, A. et al. Utilização da Biofotogrametria para a avaliação de flexibilidade de

tronco. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 18, n. 3, p. 176-180, 2012.

POLACHINI, L. O. et al. Estudo comparativo entre três métodos de avaliação do encurtamento de musculatura posterior de coxa. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 9, n. 2, p. 187-193, 2005.

POLLOCK, M. L.; WILMORE, J. H. **Exercícios na Saúde e na Doença: Avaliação e Prescrição para Prevenção e Reabilitação**. 2. Rio de Janeiro: MEDSI, 1993.

RASCH, P. J. **Cinesiologia e anatomia aplicada**. 7. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2008.

RIBEIRO, C. C. A. et al. Nível de flexibilidade obtida pelo teste de sentar e alcançar a partir de estudo realizado na Grande São Paulo. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 12, n. 6, p. 415-421, 2010.

RICIERI, D. V. **Biofotogrametria: análise cinemática angular dos movimentos**. Curitiba: Inspirar, 2005.

SCHÖBER, P. The lumbar vertebral column in backache. **Münchener Medizinisch Wochenschrift**, v. 84, p. 336-338, 1937.

SHIMON, J. M. et al. Initial reliability and validity of the lift-and-raise hamstring test. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 24, p. 517-521, 2010.

SIMONEAU, G. G. The impact of various anthropometric and flexibility measurements on the sit-and-reach test. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 12, p. 232-237, 1998.

SMITH, L. K.; WEISS, E. L.; LEHMKUHL, L. D. **Cinesiologia Clínica de Brunstrom**. 5. São Paulo: Manole, 1997.

SPORT, F. A. A. **Canadian Standardized Test of Fitness**. Ottawa: Minister of State, 1986.

SUÁREZ, A. L. et al. Relación entre el test de elevación de pierna recta y el test ángulo poplíteo em la medición de la extensibilidad isquiosural. **Elsevier Fisioterapia**, v. 32, p. 256-263, 2010.

TEMBA, P. **Fundamentos da Fotogrametria**. Belo Horizonte: Universidade Federal de Minas Gerais, 2000.

TOMMASELLI, A. M. G. et al. **Fotogrametria: Aplicações a curta distância**. In: MENEGUETE JR, M. e ALVES, N. (Ed.). **FTC 40 anos, Perfil Científico - Educacional**. Presidente Prudente, 1999. p.147-159.

TRITSCHLER, K. **Medida e Avaliação em Educação Física e Esportes de Barrow & McGee**. Manole: 2003.

WATSON, A. W. S. Procedure of the production of high quality photographs suitable

for the recording and evaluation of posture. **Revista de Fisioterapia da Universidade de São Paulo**, v. 5, n. 1, p. 20-26, 1998.

WELLS, K. F.; DILLON, E. K. The sit and reach: a test of back and leg flexibility. **Research Quarterly for Exercise and Sport** v. 23, p. 115-118, 1952.

APÊNDICES

APÊNDICE A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido



COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS E ANIMAIS EXPERIMENTAIS CEP-UNIANDRAGE/PR

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado a participar da pesquisa: **A contribuição de diversos segmentos corporais na execução do Teste Sentar e Alcançar**

Sua participação não é obrigatória, o objetivo deste estudo é identificar a contribuição de diversos segmentos corporais na execução do Teste Sentar e Alcançar em jovens brasileiros de 18 a 35 anos, por meio de avaliação por imagem.

Sua participação nesta pesquisa consistirá em, responder a um questionário sobre dados pessoais e histórico médico. Depois a pesquisadora irá medir sua estatura e seu peso. Quando vestir a roupa apropriada para o teste a pesquisadora colocará marcadores adesivos brancos de fácil remoção sobre sua pele. Em seguida, ela pedirá para que se sente no colchonete em frente ao banco de Wells de forma que a região plantar de seus pés fique totalmente encostada em sua parede, suas pernas devem ficar estendidas, tronco ereto e as pontas dos dedos de ambas as mãos encostadas no dispositivo móvel do banco rente a marcação. Depois, com as pontas dos dedos, empurrará o dispositivo móvel o máximo que conseguir sem dar dois toques ou fazer um movimento brusco. A pesquisadora poderá colocar as mãos sobre os seus joelhos de modo a mantê-los estendidos durante todo o teste. Tanto a posição inicial quanto a final do teste será fotografado.

Os benefícios relacionados em sua participação, enquanto sujeito da pesquisa, é permitir estudar a respeito de um novo teste de avaliação de flexibilidade de músculos posteriores da coxa de uma maneira não invasiva e que possibilite resultados de elevada confiabilidade. O que permitirá, futuramente, avaliar precisamente o nível de flexibilidade dos músculos posteriores de coxa, no intuito de prevenir futuras lesões ou dores que o encurtamento desta região pode ocasionar.

Os dados referentes à sua pessoa serão confidenciais e asseguramos o sigilo de sua participação.

Os dados não serão divulgados de forma a possibilitar sua identificação, pois serão por números e letras preservando sua privacidade e anonimato.

Você receberá uma cópia deste termo onde consta o telefone da pesquisadora. Seu nome é Andrea Perin, sob a supervisão da Prof^o Eduardo Borba Neves, telefone de contato (41)9236-9890.

Considerando os dados apresentados, **CONFIRMO** estar sendo informado por escrito e verbalmente dos objetivos deste estudo científico.

Eu não receberei nenhuma remuneração e nem terei que pagar para fazer parte da pesquisa.

Eu, _____

Idade: _____ Sexo: _____ Naturalidade: _____ portador(a) do documento RG nº _____ UF: _____, declaro que entendi os objetivos, riscos e benefícios de minha participação na pesquisa e concordo em participar.

Curitiba, ____ de _____ de 2012.

Assinatura do participante

Assinatura do pesquisador

APÊNDICE B - Ficha de Avaliação**FICHA DE AVALIAÇÃO**

Código do Voluntário: V _____ (número por ordem de avaliação)

1- DADOS PESSOAIS

Data: ____/____/____

Nome: _____
 Sexo: () masculino () feminino
 Idade: _____ cor da pele: () branca () parda () amarela () negra
 Telefone: () _____
 Endereço: _____
 Escolaridade: _____
 Estado civil: _____
 Profissão: _____
 Peso (kg): _____ Altura (cm): _____
 Pratica atividade física () sim () não
 Se sim, qual? _____
 Quantas vezes por semana?
 () 1 vez () 2 vezes () 3 vezes () 4 vezes () 5 vezes () 6 vezes
 () 7 vezes
 Sua atividade física inclui exercícios de flexibilidade? () sim () não

2- IDENTIFICAÇÃO DE DOR OU PATOLOGIA NA REGIÃO POSTERIOR DE COXA OU LOMBAR

Você tem algum tipo de doença ou dor na região dos músculos posteriores de coxa ou região lombar? () sim () não
 Se sim, ela é: () aguda () crônica
 Há quanto tempo: _____
 Local: _____

3- DADOS DO TESTE

Marcadores devidamente colocados () Ok
 Fotografia da postura () Ok
 Fotografia do teste de Sentar e Alcançar () Ok
 Valor atingido no Teste de Sentar e Alcançar (em cm): _____
 Teste de Goniometria () Ok
 Valor atingido no Teste de Goniometria (em graus): _____
 Teste de Flexibilidade Lombar () Ok
 Valor atingido no Teste Flexibilidade Lombar (em cm): _____