

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE

VALIDAÇÃO DE TESTES DE FLEXIBILIDADE DA COLUNA LOMBAR

Abdallah Achour Junior

SÃO PAULO

2006

VALIDAÇÃO DE TESTES DE FLEXIBILIDADE DA COLUNA LOMBAR

ABDALLAH ACHOUR JUNIOR

Tese apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, como requisito parcial para obtenção do título de doutor em Educação Física.

ORIENTADOR: PROF. DR. VALDIR JOSÉ BARBANTI

AGRADECIMENTOS

Alonso Aparecido Machado - Radiólogo do Hospital Universitário de Londrina – PR. Muito obrigado pelo empenho e dedicação na coleta de dados;

Cássia Regina Dutra Blanco - Acadêmica do Curso de Educação Física da UEL, pela contribuição no estudo piloto para medidas radiográficas;

Prof. Dr. Dirceu Henrique Blanco - Chefe do Departamento de Radiologia da UEL – pelos ensinamentos e inúmeras horas de trabalho, durante os testes e interpretações radiográficas;

Cláudio Silva Souza - Técnico em raio-X do Hospital Universitário de Londrina, muito obrigado pelo apoio na realização dos exames;

Priscila Maria Mendes Barboza Maciel - Acadêmica do Curso de Educação Física da UEL pela contribuição nos testes de flexibilidade;

Luis Alberto de Freitas - Professor de Educação Física da Universidade Estadual de Londrina pela contribuição na avaliação física;

Débora Aparecida da Silva e Wanessa Reigota por aceitarem gentilmente serem fotografadas;

Rodolfo Borges Parreira - fisioterapeuta, obrigado pela contribuição no estudo piloto, para medidas radiográficas;

Aos amigos que compartilharam com as discussões gerais e específicas sobre biodinâmica do movimento humano, Sergio Alencar Parra, Gustavo A. Borges, Luciano Basso e Marcos R. Queiroga;

Aos amigos e professores do Centro de Educação Física e Desportos, pelo apoio durante os 20 anos como professor da instituição;

Capes, muito agradecido pela bolsa de estudo nestes quatro anos;

Em especial, um muito obrigado ao Prof. Dr. Valdir José Barbanti que muito contribuiu na minha formação profissional e pelos inúmeros exemplos de uma vida como educador.

SUMÁRIO

	Página
LISTA DE TABELAS	vii
LISTA DE FIGURAS	ix
LISTA DE ANEXOS	x
RESUMO	xi
ABSTRACT	xiii
1 INTRODUÇÃO	01
2 OBJETIVOS	06
2.1 Objetivo geral	06
2.2 Objetivos específicos	06
2.3 Delimitação do estudo.....	07
2.4. Limitação do estudo.....	07
3 REVISÃO DA LITERATURA.....	07
3.1 Flexibilidade	07
3.2 Alongamento	11
3.3 Alongamento: resistência da cápsula articular	13
3.4 Alongamento: resistência do tecido tendíneo	14
3.5 Alongamento: contribuição neural e mecânica.....	17
3.6 Alongamento: aumento da tolerância à tensão	20
3.7 Genética: flexibilidade da coluna lombar.....	22
3.8 Flexibilidade: comportamento no crescimento e desenvolvimento	24
3.9 Flexibilidade: diferenças entre o sexo masculino e feminino.....	25

3.10 Estilo de vida e coluna lombar	25
3.11 Procedimentos de medidas de flexibilidade com radiografia	29
3.12 Especificidade dos testes de flexibilidade	32
3.13 Testes lineares de flexibilidade: fidedignidade e validade.....	32
3.13.1 Fidedignidade.....	32
3.14 Validade	33
3.15 Flexibilidade com medidas lineares: coluna lombar	35
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	41
4.1 Seleção da amostra	41
4.2 Consentimento	42
4.3 Materiais utilizados.....	43
4.4 Procedimentos para estimar o tamanho da coluna lombar	43
4.7 Coleta de dados	44
4.8 Exame radiológico	45
4.9 Testes de flexibilidade da coluna lombar	50
4.10 Exclusão de indivíduos da amostra.....	53
4.11 Determinação da fidedignidade e objetividade.....	53
4.12 Medidas de flexibilidade na radiografia	54
4.13 Tratamento estatístico.....	54
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO	56
5.1. Resultados: fidedignidade do teste de flexibilidade proposto para estudo.....	56
5.2. Resultados: fidedignidade do teste de flexibilidade de Adrichem e Korst	57
5.3 Resultados: objetividade do teste de flexibilidade proposto para estudo	58
5.4 Resultados: objetividade para o teste de flexibilidade de Adrichem e Korst ...	60
5.5 Discussão: fidedignidade e objetividade dos testes de flexibilidade	61
5.6 Resultados: comparação de dois testes de flexibilidade da coluna lombar.....	66
5.7 Discussão: comparação de dois testes de flexibilidade na coluna lombar	67

5.8 Resultados: comparação de flexibilidade entre o sexo masculino e o feminino.....	69
5.9 Discussão: comparação de flexibilidade entre o sexo masculino e o feminino.....	70
5.10 Resultados e discussão: testes de flexibilidade com radiografia.....	71
5.11 Resultados e discussão: relação entre os testes de flexibilidade e estatura.	72
5.12 Resultados e discussão: testes lineares e angular de flexibilidade.....	73
5.13 Discussão: validade dos testes de flexibilidade da coluna lombar	74
6 CONCLUSÕES	85
6.1 Sugestões para estudos.....	86
REFERÊNCIAS	87
ANEXOS	101

LISTA DE TABELAS

	Páginas
TABELA 1	Médias e Desvios Padrão da Massa Corporal (kg) e Estatura (cm), dos indivíduos da amostra..... 56
TABELA 2	Médias e Desvios Padrão, Coeficientes de Variação, Correlação Intraclasse com Intervalo de Confiança 95%, do teste de flexibilidade Testprop - feminino para Fidedignidade..... 57
TABELA 3	Médias e Desvios Padrão, Coeficientes de Variação, Correlação Intraclasse com Intervalo de Confiança 95% do teste de flexibilidade Testprop - masculino para Fidedignidade..... 57
TABELA 4	Médias e Desvios Padrão, Coeficientes de Variação, Correlação Intraclasse com Intervalo de Confiança 95%, do teste de flexibilidade Testeips - feminino para Fidedignidade..... 58
TABELA 5	Médias e Desvios Padrão, Coeficientes de Variação, Correlação Intraclasse com Intervalo de Confiança 95% do teste de flexibilidade Testeips - masculino para Fidedignidade..... 58
TABELA 6	Médias e Desvios Padrão, Coeficientes de Variação, Correlação Intraclasse com Intervalo de Confiança 95% do teste de flexibilidade Testprop - feminino para Objetividade..... 59
TABELA 7	Médias e Desvios Padrão, Coeficientes de Variação, Correlação Intraclasse e Intervalo de Confiança 95% do teste de flexibilidade Testprop - masculino para Objetividade..... 59
TABELA 8	Médias e Desvios Padrão, Coeficientes de Variação, Coeficiente de Correlação Intraclasse e Intervalo de Confiança 95% do teste de flexibilidade Testeips - feminino para Objetividade 60
TABELA 9	Médias e Desvios Padrão, Coeficientes de Variação, Coeficiente de Correlação Intraclasse para Objetividade e Intervalo de Confiança 95% do teste de flexibilidade Testeips - masculino para Objetividade..... 60
TABELA 10	Médias e Desvios Padrão, Coeficientes de Variação, e resultados do teste t de Student para os testes de flexibilidade Testprop e Testeips para o sexo feminino e o sexo masculino..... 67

TABELA 11	Médias e Desvios Padrão, Coeficientes de Variação, Graus de Liberdade e resultados do teste t de Student para os testes de flexibilidade Testprop e Testeips comparando o sexo feminino e o sexo masculino.....	68
TABELA 12	Médias e Desvios Padrão, Medianas, Tamanho da amostra, Teste t de Student, para comparação de duas medidas feitas com radiografia para o sexo feminino e o sexo masculino.....	71
TABELA 13	Correlações de Pearson e ntre os testes Testprop e a Estatura (cm) para o sexo feminino e o sexo masculino.....	73
TABELA 14	Correlações de Pearson entre o teste de flexibilidade Testeips e a Estatura (cm) para o sexo feminino e o sexo masculino.....	73
TABELA 15	Correlações de Pearson entre o teste de flexibilidade Testprop1 e Medida Angular na radiografia para o sexo feminino e o sexo masculino.....	74
TABELA 16	Correlações de Pearson entre o teste de flexibilidade Testeips1 e Medida Angular na radiografia para o sexo feminino e o sexo masculino.....	74

LISTA DE FIGURAS

	Páginas
FIGURA 1 - Aparelho de fabricação Húngara, comando MED-50	46
FIGURA 2 - Ampola RS-2R "buck" - BA 42	46
FIGURA 3 - Posição para radiografia no plano frontal	47
FIGURA 4 - Posição para radiografia no plano sagital	48
FIGURA 5 - Posição para radiografia em flexão de tronco	49
FIGURA 6 - Negatoscópio para medidas angulares na radiografia	50
FIGURA 7 - Localização das marcas ósseas para o teste de flexibilidade Testprop	51
FIGURA 8 - Medidas da flexibilidade em flexão de tronco	52

LISTA DE ANEXOS

	Páginas
ANEXO I - Termo de consentimento.....	101
ANEXO II - Idade Média, Massa corporal e Estatura.....	102
ANEXO III - Distância (cm) da crista ilíaca (L5) ao primeiro osso do sacro....	103
ANEXO IV - Distância da crista ilíaca (L5) à décima segunda vértebra da coluna torácica.....	104
ANEXO V - Distância da margem superior da intersecção das espinhas ilíacas póstero-superiores e 15 centímetros acima.....	105
ANEXO VI - Radiografia no plano frontal - vista anterior	106
ANEXO VII - Radiografia no plano sagital - vista lateral.....	107
ANEXO VIII- Radiografia em flexão de tronco.....	108
ANEXO IX - Resultados (cm) do teste de flexibilidade (Testprop).....	109
ANEXO X - Resultados (cm) do teste de flexibilidade (Testeips).....	110
ANEXO XI - Flexibilidade com medida angular na radiografia para os sexos feminino e o masculino.....	111
ANEXO XII - Distância da crista ilíaca (L5) a 16,8 cm na coluna vertebral para o sexo feminino e 17,2 cm na coluna vertebral para os sexos masculino e feminino medidas na radiografia.....	112
ANEXO XIII- Distância média e desvio padrão da T12 a S1 em repouso (antero-posterior) em repouso (lateral) e em flexão de tronco medida na radiografia.....	113

RESUMO

VALIDAÇÃO DE TESTES DE FLEXIBILIDADE DA COLUNA LOMBAR

Autor: ABDALLAH ACHOUR JUNIOR

Orientador: Prof. Dr. VALDIR JOSÉ BARBANTI

Esta pesquisa teve como principal objetivo, validar o teste de flexibilidade da coluna lombar (Testprop), utilizando-se da radiografia como teste critério e o teste flexibilidade da coluna lombar de ADRICHEM e KORST (1973) para o sexo feminino e masculino. Participaram 19 mulheres (média de idade= 23,2 anos e desvio padrão= 1,3) e 18 homens (média de idade= 22,3 anos e desvio padrão= 1,4), universitários, saudáveis e ativos do Curso de Educação Física e Ciências do Esporte da Universidade Estadual de Londrina - PR. Inicialmente, verificou-se a fidedignidade e objetividade dos testes de flexibilidade da coluna lombar (Testprop e Testeips). O coeficiente de correlação intraclassa mostrou que o teste de flexibilidade Testprop apresenta fidedignidade elevada para o sexo feminino ($R= 0,86$) e elevada para o sexo masculino ($R=0,85$), e demonstrou haver objetividade moderada ($R= 0,73$) para o sexo feminino e elevada ($R= 0,96$) para o sexo masculino. Quanto ao teste de flexibilidade Testeips, a fidedignidade foi elevada ($R= 0,85$) e ($R= 0,86$) para o sexo feminino e masculino, respectivamente. A objetividade do teste de flexibilidade Testeips foi moderada ($R= 0,62$) para o sexo feminino e elevada para o sexo masculino ($R= 0,91$). Em relação à validade, o coeficiente de correlação de Pearson mostrou correlação baixa para o teste de flexibilidade Testprop ($r= 0,11$) para o sexo feminino e correlação moderada ($r= 0,52$) para o sexo masculino. No que diz respeito ao teste de flexibilidade Testeips, o coeficiente de correlação de Pearson foi baixo

para o sexo feminino ($r= 0,24$) e moderado para o sexo masculino ($r= 0,50$). Concluiu-se que os testes de flexibilidade da coluna lombar Testprop e Testeips foram fidedignos e objetivos, mas não foram considerados válidos.

Palavras-Chave: Flexibilidade; Teste; Coluna lombar; Validade.

ABSTRACT

VALIDATION OF LUMBAR SPINE FLEXIBILITY TESTS

Author: ABDALLAH ACHOUR JUNIOR

Adviser: Prof. Dr. VALDIR JOSÉ BARBANTI

The main goal was to validate the flexibility test for the lumbar spine (Testprop), using x-ray as a criteria and the flexibility test of the lumbar spine designed by ADRICHEM and KORST (1973) for females and males, 19 women participated (mean age= 23,2 years old; standard deviation= 1,3 year old) and 18 men (mean= 22,3 year old and standard deviation = 1,4) healthy and active students from the Physical Education and Sport Science Course at the Universidade Estadual de Londrina-PR. Initially, it was verified reliability and objectivity (Testprop and Testeips) the lumbar spine flexibility. The intraclass correlation coefficient showed that the reliability of test of flexibility Testprop was high for woman (R= 0.86) and high for men (R= 0.85), there was a moderate objectivity (R= 0.73) for women and high (R= 0.96) for men. Concerning the flexibility test Testeips, the reliability was high (R= 0.85) and (R= 0.86) for woman and men, respectively. The objectivity for the flexibility test Testeips was moderate (R= 0.62) for women and high for men (R= 0.91). Concerning the validity, Pearson correlation coefficient demonstrated a low correlation for the flexibility test Testprop (r= 0.11) for women and moderate for men (r= 0.52). About the flexibility test, Testeips, Pearson correlation coefficient was low for woman (r= 0.24) and moderate for men (r= 0.50). It was concluded that the flexibility tests of the lumbar spine Testprop and Testeips were reliable and objective, but they were not considered valid.

Keywords: Flexibility; Test; Lumbar spine, Validity.

1 INTRODUÇÃO

A flexibilidade é um importante componente da aptidão motora relacionada com a saúde e bem-estar. Ela influi nas posturas corporais, na profilaxia de alguns distúrbios da coluna lombar e é relacionada com a recuperação no tratamento de distúrbios musculoesqueléticos.

A flexibilidade pode apresentar diferentes índices, pressupondo que a genética seja parcialmente responsável por esta variabilidade (KEY, 1927).

Pessoas de uma mesma família podem ter variações nos índices de flexibilidade bilateralmente (MAES, BEUNEN, VLIETINCK, NEALE, CLAESSENS, LEFEVRE, LYSSENS, PINCÉ, BOSSCHE, EYNDE & DEROM, 1992). Em parte, essas diferenças de flexibilidade entre os grupos musculoesqueléticos podem ser construídas pela unilateralidade das habilidades esportivas e das situações de trabalho, lazer ou decorrentes de lesão.

Imobilização e/ou hipotividade conduzem a um encurtamento reversível e gradualmente a um encurtamento permanente (KOTTKE & LEHMANN, 1994). O tecido conjuntivo é metabolicamente ativo e demonstra alteração tanto com exercício físico como com a inatividade (VUORI, 1995). Também em relação à flexibilidade constatou-se que indivíduos menos flexíveis apresentavam mais lesões que os indivíduos mais flexíveis (TABRIZI, McINTYRE, QUESNEL e HOWARD 2000), embora não haja concordância de outros autores (WELDON & HILL, 2003).

A flexibilidade é específica de cada grupo musculoesquelético. Uma importante região que tem merecido atenção dos pesquisadores é a coluna lombar, a qual tem função de estabilização e interage na estrutura e função com os membros inferiores e superiores.

MANNICHE (1996) propõe avaliar a flexibilidade para verificar se a intervenção terapêutica é efetiva e para controlar temporária e/ou permanentemente um dado distúrbio musculoesquelético.

Exercícios de alongamento são utilizados no tratamento de alguns distúrbios da coluna lombar, com objetivo de aumentar a flexibilidade e verificar se este aumento se relaciona com a diminuição da dor (SHIPLE & DINUBILE, 1997).

Conquanto a associação entre flexibilidade e profilaxia de distúrbios na coluna lombar tenham despertado bastante interesse por parte dos pesquisadores, em razão da ocorrência desses distúrbios em um número considerável de pessoas, não há confirmação científica estabelecendo o quanto de flexibilidade na coluna lombar é necessária em relação às diversas faixas etárias e sexo.

Nesse contexto, testar e avaliar a flexibilidade é condição essencial para se acompanhar o desenvolvimento da flexibilidade em programas de saúde, de esporte e também fundamental nos exames clínicos.

Um problema que surge para se identificar os índices de flexibilidade em populações é a falta de testes fidedignos, objetivos e válidos. Com estes, se quantificariam as diferenças de flexibilidade entre pessoas saudáveis e com distúrbio na coluna lombar. Quantificá-las com os instrumentos disponíveis, com custos acessíveis, com facilidade de leitura e manuseio parece simples, mas assegurar se os testes medem aquilo a que se propõem é relativamente complexo.

Os testes diretos de flexibilidade poderiam resolver o problema de medidas no entanto, os instrumentos são sofisticados e têm alto custo, tornando-se inviáveis na dimensão epidemiológica. Daí uma das necessidades de se validar testes de flexibilidade, relacionando os testes diretos com os indiretos.

A validade se relaciona com a exatidão da inferência do teste (THOMAS & NELSON, 2002), e um teste precisa ser fidedigno e válido para estudos de intervenção. A fidedignidade está associada à reprodutibilidade de informação pelo mesmo avaliador e precede ao estudo de validação. Quando se compara os resultados de um teste com dois ou mais avaliadores, se denomina fidedignidade interavaliador ou objetividade.

A fidedignidade, a objetividade e a validade geralmente apresentam valores relativos, expressos por um coeficiente de correlação variando de zero a um, sendo necessários valores probabilísticos com níveis significantes. E, quanto maior o coeficiente de correlação, maior é a consistência e a precisão do teste (MORROW, JUNIOR, JACKSON, DISCH & MOOD, 1995). Valores de 0,80 a 1,00 são tidos como muito altos, de 0,60 a 0,79, moderadamente altos e de 0,59 e abaixo como valores questionáveis (RICHMAN, MACKRIDES & PRINCE, 1980). É válido mencionar que

esses valores são arbitrários e dependem da importância do teste que se propõem validar.

Examinar a validade de um teste de flexibilidade é essencial para atestar se ele mede o que se propõe medir, e com isto determinar índices de flexibilidade, prescrever exercícios físicos com respostas mais seguras e atribuir com mais propriedade se a recuperação de um paciente ocorreu com um determinado aumento da flexibilidade.

Há quatro tipos de testes para validades: conteúdo, preditiva, constructo e concorrente (BORG & GALL, 1979). Este último tipo de validade mencionado é a parte principal da presente pesquisa.

A validade concorrente ocorre quando se compara um teste com outro teste critério, que é aceito como indicador padrão de uma variável, ao mesmo tempo ou num intervalo de tempo aproximado (SIM & ARNELL, 1993). Com este propósito é possível substituir um teste por outro, se houver correlação alta entre eles.

A validade pode ser externa e interna. A primeira ocorre se os resultados das pesquisas puderem ser extrapolados para população e a segunda é limitada à extrapolação pelas características da amostra ou da ausência de uma variável dependente (SIM & ARNELL, 1993).

Há testes que quantificam a flexibilidade da coluna lombar de forma linear dentre eles, o mais popular é o teste de sentar e alcançar. Mas, já há cada vez mais pesquisas questionando sua validade (GRENIER, RUSSEL & MCGILL, 2003; HEIN & JURIMAE, 1996; LEMMINK, KEMPER, DE GREEF, RISPENS & STEVENS, 2003).

Os instrumentos mais conhecidos para testar a flexibilidade em graus são os goniômetros, flexômetros, inclinômetros. Estes instrumentos são considerados fidedignos e válidos para testar a flexibilidade da coluna lombar por alguns pesquisadores, mas têm a validade questionada por outros. WILLIAMS, BINKLEY, BLOCH, GOLDSMITH e MINUK (1993), ao utilizarem-se do inclinômetro duplo verificaram fidedignidade alta ($R= 0,87$). Ao servirem-se do goniômetro, BURDETT, BROWN e FALL (1986) encontraram coeficiente de correlação alto ($r= 0,91$). Contrariamente, REYNOLDS (1975), utilizando o mesmo instrumento verificou coeficiente de correlação ($r= 0,82$) com o teste de MACRAE e WRIGHT (1969).

Os testes que requerem identificação de marcas ósseas sob a pele, como aqueles que usam os instrumentos goniômetro e inclinômetro, apresentam limitações pela exigência de se identificar e anotar precisamente o local das marcas ósseas. Falta de experiência do avaliador pode influenciar a fidedignidade do teste cometendo erros sistemáticos e sua validade pode ser comprometida com erros aleatórios. Além disto, faz-se necessário estudos para validade concorrente relacionados com outros critérios válidos.

Um outro exemplo de teste de flexibilidade da coluna lombar foi idealizado por Schöber. A técnica de flexibilidade originalmente descrita por ele usava uma fita métrica localizando a marca zero sobre a articulação lombossacra e 10 centímetros acima. Em pé, flexionava-se o tronco, e media-se a nova distância alcançada, subtraía-se dela o valor inicial de 10 centímetros, determinando-se assim flexibilidade da coluna lombar (MACRAE & WRIGHT, 1969).

Vários pesquisadores modificaram este teste, sendo as propostas que obtiveram maiores aceitações foram as de MACRAE e WRIGHT (1969), com proposição de uma marca de cinco centímetros abaixo da articulação lombossacra e dez centímetros acima sobre a coluna e a proposta de ADRICHEM e KORST (1973), em que era testada uma marca na intersecção das espinhas ilíacas pósterosuperiores e quinze centímetros acima. Porém esses últimos não utilizaram critérios para investigar se este teste era válido.

Embora MACRAE e WRIGHT (1969) tenham validado o teste de flexibilidade em 11 pacientes através de radiografia, deixaram de verificar, como no estudo de SCHÖBER¹ descrito por REYNOLDS (1975), a fidedignidade.

O teste de MACRAE e WRIGHT (1969) foi criticado por WILLIAMS et al. (1993) pela dificuldade de localizar a marca de cinco centímetros abaixo da espinha ilíaca pósterosuperior, por incidir na parte superior da fenda glútea na maioria dos indivíduos. Não existem explicações sobre o porquê de registrar o valor de cinco centímetros abaixo das espinhas ilíacas pósterosuperiores.

¹ P. Schober. Lendenwirbelsaule und Kreuzschmerzen. Munch Med. Wochenshr, v.84, p.336, 1937. In: M.G. Reynolds. Measurements of spinal mobility: a comparison of three methods. Rheumatology and Rehabilitation, London, v.14, p.180-185, 1975.

Em razão de haver dificuldade de se palpar a transição entre a coluna torácica e a coluna lombar, procura-se identificar marcas ósseas que correspondam às delimitações do tamanho da coluna lombar conseqüentemente, se consiga estimar sua flexibilidade.

Pelo fato de um teste não representar flexibilidade geral, um sistema musculoesquelético deve ser avaliado isoladamente, ou pelo menos corresponder a uma cadeia cinética. BURDETT, BROWN e FALL (1986) atestam que é difícil isolar a coluna lombar do quadril sendo mais apropriado referir coluna/quadril, tornando apenas representativa a expressão coluna lombar.

Mesmo pelo fato de os testes de flexibilidade de MACRAE e WRIGHT (1969) e de ADRICHEM e KORST (1973) serem bem referenciados na literatura, há falta de documentação científica sobre suas validades.

No presente estudo, é proposto um teste de flexibilidade (Testprop) de coluna lombar, em jovens universitários a partir da estimativa do tamanho da coluna lombar. Será também investigado se o teste de ADRICHEM e KORST (1973) é fidedigno, objetivo e válido para testar a flexibilidade da coluna lombar.

O teste de ADRICHEM e KORST (1973) estabeleceu uma distância de 15 centímetros acima da intersecção das espinhas ilíacas póstero-superiores, tornando-se essencial averiguar se esta medida pode representar o tamanho da coluna lombar e, conseqüentemente, ser uma medida válida para flexibilidade da coluna lombar. Tudo isto denota a necessidade de se desenvolverem novas técnicas de testes de flexibilidade da coluna lombar, que sejam simples, acessíveis, não invasivas, dependem pouco tempo, e requeiram apenas uma fita métrica para a realização do mesmo.

Dessas indagações, este estudo tem como principal objetivo responder a seguinte pergunta:

São válidos os testes de flexibilidade da coluna lombar propostos para este estudo e o teste de flexibilidade de ADRICHEM e KORST (1973), tendo como critério o teste de flexibilidade direto com medida angular?

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral

O objetivo geral deste estudo consiste em verificar a validade de dois testes de flexibilidade da coluna lombar.

2.2 Objetivos específicos:

Determinar a fidedignidade do teste de flexibilidade da coluna lombar (Testprop) e do teste proposto por ADRICHEM e KORST (1973);

Verificar a objetividade do teste de flexibilidade da coluna lombar (Testprop) e do teste proposto por ADRICHEM e KORST (1973);

Investigar se os testes de flexibilidade da coluna lombar, Testprop e o teste proposto por ADRICHEM e KORST (1973), se relacionam significativamente com a medida da coluna lombar através de radiografia;

Examinar se o teste de flexibilidade da coluna lombar, Testprop, se relaciona significativamente com o teste proposto por ADRICHEM e KORST (1973);

Verificar mediante comparação se há diferenças na flexibilidade da coluna lombar entre o teste Testprop e o proposto por ADRICHEM e KORST (1973);

Verificar mediante comparação se há diferenças entre os sexos masculino e feminino no teste flexibilidade da coluna lombar, Testprop e o proposto por ADRICHEM e KORST (1973);

Estabelecer se a estatura influencia a flexibilidade da coluna lombar, no Testprop e no teste proposto por ADRICHEM e KORST (1973).

2.3 Delimitação do estudo

Foram investigados universitários entre 18 e 25 anos de idade, de ambos os sexos. Portanto, os resultados devem ser interpretados com precaução quando se tratar de amostras diferentes.

2.4 Limitação do estudo

Não foi possível controlar a temperatura ambiente. É possível haver resultados diferentes na flexibilidade em razão de variações na temperatura.

Nas medidas de flexibilidade utilizadas não foi possível estabelecer com precisão a amplitude final da mesma, o que pode ter interferido nos resultados.

O teste de flexibilidade não isolou a articulação do quadril, o que impediu a medição da flexibilidade da coluna lombar isoladamente.

3 REVISÃO DE LITERATURA

3.1 Flexibilidade

A educação física e o esporte, em nosso país, recebem influências consideráveis da literatura internacional e, com isso, um termo que apresenta dificuldades para tradução é a flexibilidade. É extremamente importante para a educação física brasileira conhecer os termos da área, e procurar um consenso entre eles, ou pelo menos reconhecer suas diferenças nas situações apresentadas. Por exemplo, no livro “Los Estiramientos” elaborado por BLUM (1998), o termo estiramento foi traduzido de “stretching” e significa, segundo o autor, estender, flexibilidade, mobilidade, elasticidade, estirar e alongar, etc. Não obstante, a designação estiramento não pode ser referida como sinônimo de alongamento, (DORLAND, 1999) e este último não se restringe somente a uma propriedade

muscular (GAJDOSIK, 2001). A natureza viscoelástica da unidade músculo-tendínea sugere que o alongamento deverá resultar em maior flexibilidade de uma articulação (TAYLOR, DALTON, SEABER & GARRET, 1990).

Nos Estados Unidos se emprega o mesmo termo “Stretching” traduzido como alongamento, o qual tem como objetivo manter e/ou desenvolver a flexibilidade (HAMBERG, BJORKLUND, NORDGREN & SAHLSDET, 1993), com exercícios que envolvem a aplicação de uma força para superar a resistência do tecido conjuntivo sobre a articulação e aumentar a amplitude de movimento (CONDON & HUTTON, 1987).

Nas obras em língua alemã existem quatro palavras diferentes usadas para expressar flexibilidade: gelenkigkeit, biegsamkeit, beweglichkeit e flexibilitat. Seus significados corresponderiam à articulação, dobrável e no caso do termo beweglichkeit, a movimento dobrável, características da própria articulação ou ainda, à movimentação geral de um indivíduo. Nesse contexto, beweglichkeit refere-se à mobilidade em vez de flexibilidade.

Segundo ZILIO (1992), a mobilidade termo utilizado por WEINECK (1986), é a capacidade de movimentos de uma ou mais articulações e não deve ser utilizada quando se refere à flexibilidade.

De fato, ao se consultar as bases de dados da BIREME e do MEDLINE com uso da palavra chave mobility, os artigos encontrados a descrevem como movimentos em geral ou a capacidade de se mover e não como sinônimo de flexibilidade.

A flexibilidade apresenta várias definições, a saber: é a capacidade de realizar movimentos em certas articulações com amplitude de movimento adequada (BARBANTI, 2003); o dicionário DORLAND (1999) define flexibilidade como a qualidade de ser flexível, facilmente curvado sem tendência de se quebrar; segundo HEYWARD (1991), é a capacidade de uma articulação mover-se com facilidade em sua amplitude de movimento.

GAJDOSIK (2001) argumenta que clinicamente flexibilidade é a máxima amplitude articular e representa o maior comprimento muscular. Ela é determinada pelo cálculo de uma força aplicada à amplitude articular alcançada (WRIGHT, NEPTUNE, BOGERT & NIGG, 2000).

De acordo com CORNU, MAIETTI e LEDOUX (2003) a flexibilidade é avaliada ao testar o ângulo articular passivo (rigidez articular passiva) e o ângulo articular alcançado pela contração (rigidez articular ativa), mediante amplo alcance de movimento.

Assim, a flexibilidade é expressa e testada referente à articulação, o que gera alguma confusão na literatura; por exemplo, flexibilidade dos músculos isquiotibiais pode ser referida como o alcance do movimento em flexão de quadril ou extensão do joelho porque os músculos cruzam duas articulações. Ao se referir flexibilidade para um músculo que não cruza a articulação, não permite o entendimento e diferenciação de qual componente está causando limitação (HARVEY & CRAIG, 2000).

Ao se testar a flexibilidade com finalidade de se padronizar estudos científicos, determinam-se com freqüência a resistência e/ou desconforto do alongamento como limite da amplitude do movimento. Este limite é considerado a resistência passiva inicial, maior resistência é registrada com o alcance na amplitude passiva máxima correspondendo ao comprimento muscular máximo (GAJDOSIK, 2001).

Mas observa-se, por exemplo, que em treinamentos nos esportes como nas ginásticas esportivas, este limiar de resistência musculartoarticular geralmente não é considerado, porque alguns exercícios de alongamento ultrapassam a sensação inicial de desconforto e resistência musculartoarticular.

Na maioria das vezes, a manifestação da flexibilidade durante as habilidades esportivas é diferente do teste de flexibilidade de forma estática. As habilidades esportivas são em grande parte dinâmicas, realizadas com a força dos músculos agonistas e relaxamento dos músculos antagonistas. Os testes de flexibilidade estáticos são realizados pelo alcance de uma posição e permanência por um breve tempo no movimento.

Outra observação importante consiste na resistência dos componentes musculartoarticulares ao aumento da amplitude de movimento. É comum acreditar-se que alcançar uma determinada amplitude do movimento é alongamento, em razão de se utilizar somente músculos e que superar esta amplitude é flexibilidade,

entretanto o alongamento não consiste da utilização exclusiva dos músculos (CUMMINGS, 1984).

Num estudo sobre os tecidos que interferiam prioritariamente na flexibilidade, com nove mulheres entre as idades de 35 e 65 anos, CUMMINGS (1984) constatou que o músculo causou a primeira limitação na extensão do cotovelo seguido pelos ligamentos. Com a continuidade do movimento, a amplitude seria impedida pelos ligamentos, cápsulas articulares e ossos.

Na articulação da coluna lombar de 15 cadáveres submetidos à flexão de tronco para frente, a resistência mais acentuada foi encontrada no ligamento capsular, seguido dos discos intervertebrais, ligamento flavum, ligamento supraespal e ligamento infraespal (ADAMS, HUTTON & STOTT, 1980).

Em razão de os fatores limitantes da flexibilidade ocorrerem pela resistência muscular, um exercício que produz alongamento dos músculos resultará em aumento da flexibilidade (ASTRAND & RODALH, 1987).

O clássico experimento de JOHNS e WRIGHT (1962) permitiu comparar a resistência dos tecidos conjuntivos, que interferem na flexibilidade da articulação metacarpofalangiana de gatos. A resistência do tecido conjuntivo com o aumento da extensibilidade foi: 47% da cápsula articular; 41% do tecido conjuntivo contrátil e elástico; 10% a dos tendões e 2% a da pele. Esses valores de resistência do tecido conjuntivo elástico e contrátil devem ser analisados com cautela, em razão das diferenças na estrutura do tecido conjuntivo dos animais e dos seres humanos. Também, pelo fato de as diversas articulações demonstrarem magnitudes de flexibilidade diferentes, esse resultado é um indicativo da contribuição de seus componentes, mas provavelmente não possa ser generalizado para outras articulações.

Muitas pesquisas em animais são invasivas, diferentemente da maioria das pesquisas em humanos, feitas indiretamente por isto, os resultados devem ser minuciosamente interpretados, em razão da possibilidade de apresentarem respostas diferentes na flexibilidade, quando forem comparados com humanos.

Uma adequação para evitar este impasse terminológico seria substituir a designação exercícios de alongamento por exercícios de flexibilidade relacionando-se à própria capacidade motora, tal como é na capacidade força, sendo esta

desenvolvida ou mantida com os próprios exercícios de força. Uma outra seria propor a designação alongamento com baixa tensão, moderada tensão e forte tensão, mas esta proposição precisa ser examinada com mais profundidade, porque na prática a tensão muscular seria percebida de forma subjetiva. Para esta pesquisa, alongamento será considerado como um exercício físico e a flexibilidade como capacidade motora.

3.2 Alongamento

A propriedade biomecânica do músculo é complexa porque a unidade musculotendínea é formada com tecido contrátil e com tecido conjuntivo viscoelástico.

Elasticidade implica que a alteração no tamanho muscular é diretamente proporcional à força aplicada. Deformar o tecido viscoelástico depende do tempo e da proporção de alteração no seu tamanho (TAYLOR et al., 1990). Se o tecido viscoelástico é alongado e então mantido a uma tensão, ela diminui com o tempo. A recuperação de energia após liberação da tensão denomina-se comportamento elástico do tecido e a energia dissipada é referida como comportamento viscoso (KUBO, KANEHISA, KWAKAMI & FUKUNAKA, 2001b). A proporção de recuperação muscular em seu tamanho original denomina-se histerese e o termo arrasto implica alteração no tamanho muscular, quando é mantida uma tensão de alongamento (BURKE, CULLIGAN, HOLT & MACKINNON, 2000).

Emprega-se também o termo arrasto como sinônimo de deformação plástica que é a alteração na flexibilidade em longo prazo, proveniente da reorganização do tecido conjuntivo (AVELA, FINNI, LIIKAVAINIO, NIEMELA & KOMI, 2004) ou do aumento do número de sarcômeros (WILLIAMS & GOLDSPINK, 1984).

Em geral, o músculo não pode ser considerado uma estrutura homogênea (AVELA, KYROLAINEN & KOMI, 1999) a resistência ao alongamento depende da quantidade de tecido conjuntivo, da dimensão e da arquitetura do músculo, tais como área transversal, tamanho muscular e do ângulo muscular em relação à articulação.

Diferenças nas características musculares podem interferir no alongamento, particularmente nos músculos com amplas áreas de inserções tais

como o deltóide, o peitoral, o glúteo máximo e o latíssimo do dorso. Em tais músculos, suas partes se posicionam diferentemente em relação ao eixo de rotação. Então, é de se esperar que as diversas partes musculares sofram diferentes quantidades de alongamento para uma mesma tensão aplicada e, além disso, a tensão altera-se com a mudança do movimento na articulação que o músculo a transpassa (EIJDEN, TURKAWSKI, RUIJVEN & BRUGMAN, 2002).

Para determinar quanto de alongamento ocorre nos tecidos contráteis e elásticos, é preciso conhecer: 1- o tamanho dos sarcômeros para um ângulo específico; 2- o número de fibras musculares dentro de um feixe muscular e, 3- a propriedade biomecânica do tecido conjuntivo e se os sarcômeros se alongam na mesma proporção independente de seu tamanho (DEYNE, 2001).

Por exemplo, a resistência do tecido conjuntivo aumenta exponencialmente com a alteração no tamanho muscular na flexão dorsal do tornozelo. Este aumento da resistência à tensão é explicado pela maior solicitação do tecido conjuntivo, em paralelo com o aumento de sua deformação. Para um alongamento mais suave, só poucos tecidos conjuntivos manifestam rigidez (TOFT, SPERSEN, KALUND, SINKJAER & HORNEMANN, 1989).

Para MAGANARIS (2002), as fibras menores e mais espessas alcançam o alongamento máximo antes das fibras maiores e menos espessas. As primeiras fibras a se alongarem completamente são as primeiras a se deformarem plasticamente ou a se romperem. Não são todos os sarcômeros que resistem ao alongamento com uma mesma tensão (SHEARD, 2000).

No alongamento, o sarcômero mais fraco pode alcançar seu pico de tensão antes e continua a se estender até a resistência ocorrer nos elementos não contráteis e eleva sua tensão novamente para alcançar o próximo sarcômero. Assim, a tensão é reduzida, pois é substituída por outras pontes cruzadas (MORGAN, 1990).

Durante o alongamento, alguns sarcômeros são totalmente alongados e a cada aumento na extensão tornam-se cada vez menos sobrepostos (MORGAN, WHITEHEAD, WISE, GREGORY & PROSKE, 2000). No final do alongamento, quando o músculo relaxa, os miofilamentos, na maioria dos sarcômeros excessivamente alongados, assume sua função normal entretanto, alguns

sarcômeros deformados plasticamente não conseguem reacoplarem-se novamente (MORGAN, 1990).

É possível que em algumas fibras, os sarcômeros não se alonguem totalmente devido à rigidez impedir sua extensibilidade. E como não existe uniformidade na alteração do tamanho dos sarcômeros, alguns podem ser mais bem alongados que outros (FUKUNAGA, KAWAKAMI, KUBO & KANEHISA, 2002).

MUNIZ, DEL RIO, HUERTA e MARIN (2001) constataram em ratos menor deformação plástica das fibras vermelhas do músculo sóleo do que as fibras brancas do músculo plantar, indicando que este músculo é mais eficiente para se alongar.

WHITEHEAD, GREGORY, MORGAN e PROSKE (2001) investigaram o comportamento do alongamento passivo no músculo gastrocnêmio medial de oito gatos. Dois experimentos foram realizados: no primeiro, o músculo foi contraído isometricamente (0,5 segundo para 15 estimulações máximas do nervo do gastrocnêmio) e retornado ao tamanho normal. No segundo, o músculo foi alongado (3mm) e mantido durante 1 segundo e em seguida contraído isometricamente por um tempo de quatro segundos e retornado a seu tamanho normal. A tensão muscular de repouso foi maior após realizar contração isométrica e foi menor quando precedido de alongamento. Com isto os pesquisadores concluíram que há pontes cruzadas estáveis no repouso e que estas se tornam mais complacentes quando precedida de alongamento, principalmente se o alongamento precede a contração isométrica.

3.3 Alongamento: resistência da cápsula articular

Um dos componentes responsáveis pela resistência ao alongamento é a cápsula articular. Ao se imobilizar uma articulação, a cápsula articular é invadida por uma proliferação de tecido fibroso e gorduroso e todo o sistema musculoesquelético se retrai, impedindo os movimentos dos ligamentos (TABARY, TABARY, TARDIEU, TARDIEU & GOLDSPINK, 1972).

Ao se imobilizar uma articulação com pouca amplitude de movimento, sem sustentação de carga, impossibilita-se a tensão e a compressão articular e com isto diminui-se o número de sarcômeros, a elasticidade e a atividade contrátil e aumenta-se sua rigidez (WILLIAMS & GOLDSPINK, 1984). E, ao se imobilizar uma articulação

com o músculo mantido alongado, não há aumento de tecido conjuntivo (WILLIAM, CANESE, LUCEY & GOLDSPINK, 1988), mas previne-se parcialmente sua hipotrofia (AHTIKOSKI, KOSKINEN, VIRTANEN, KONAVEN & TAKALA, 2001).

Com propósito de verificar o efeito do alongamento intermitente em ratos imobilizados, WILLIAMS (1988) separou-os em dois grupos experimentais e um controle. Num grupo, imobilizou o tornozelo em flexão plantar para provocar encurtamento do sóleo e, no outro grupo, procedeu da mesma maneira, exceto que neste, a cada dois dias, o gesso era removido e mantinha-se o tornozelo em flexão dorsal para alongar o sóleo durante 15 minutos. Em seguida, o gesso foi novamente colocado no tornozelo mantido em flexão plantar. Este procedimento foi realizado durante 10 dias. Posteriormente, os ratos foram sacrificados e avaliados. Nos músculos imobilizados, a amplitude do movimento foi reduzida consideravelmente e o tornozelo não pôde ser facilmente flexionado dorsalmente num ângulo inferior a 97 graus, enquanto no grupo controle, conseguiu-se a flexão dorsal do tornozelo. Nos animais imobilizados que se submeteram ao alongamento intermitente, a amplitude de movimento foi maior que em outro grupo, mas foi menor do que no outro membro solicitado como grupo controle. No músculo somente imobilizado havia um aumento de tecido conjuntivo, enquanto no alongamento intermitente evitou-se o acúmulo de tecido conjuntivo. Certamente, pode haver diferenças entre uma articulação imobilizada se comparada com uma articulação com pouca movimentação: todavia, o estilo de vida pouco ativo pode conduzir em menor magnitude, os mesmos processos de uma articulação imobilizada.

3.4 Alongamento: resistência do tecido tendíneo

A fibra muscular não só transmite força muscular para o tendão, mas interage com a elasticidade tendínea (JOSZA & KANNUS, 1997). O tendão localiza-se em série com o músculo e o osso, transmitindo a força gerada no músculo para o osso, facilitando o movimento do sistema muscularticular (JAMI, 1992).

Durante a contração muscular, a quantidade de alongamento da unidade musculotendínea é dependente das diferenças dos tipos de fibras musculares, da idade e da rigidez dos tendões (KUBO et al., 2001b).

A grande quantidade de colágeno do tendão favorece a força e a pouca quantidade de elastina limita a extensibilidade do tendão. Como o tecido colágeno é aproximadamente cinco vezes mais forte do que as fibras elásticas, há pouca elasticidade no tendão (NIGG & HERZOG, 1999), mas esta é suficiente para desempenhar sua função.

Nos músculos com um tendão volumoso, é difícil de se obter grande amplitude de movimento. Particularmente, porque o colágeno do tendão é muito resistente à tensão, o que torna a cartilagem pouco extensível e por isso apta a suportar tração (KJAER, 2004).

A capacidade de estocar energia elástica é maior em músculos com tendão longo e com menor fibra muscular (KANNUS, 2000). Um tendão com mais elasticidade permite que a força aplicada seja absorvida numa maior distância e num maior tempo comparado com um tendão mais rígido (WILSON, WOOD & ELLIOTT, 1991).

Um tendão fortalecido também pode absorver mais energia que um tendão enfraquecido. Durante contração muscular excêntrica um tendão forte é menos propenso a dissipação de energia. De maneira oposta, se um músculo for inserido a um tendão muito alongado e fraco funcionalmente pode comprometer a estabilidade necessária de um sistema musculoesquelético. O tecido elástico do tendão tem como função conservar a energia para manter o tônus durante o relaxamento e fornece defesa contra a força muscular excessiva (GRIFFITHS, 1991), ajudando a restaurar seu tamanho normal.

MAGANARIS e PAUL (2000) verificaram em seis indivíduos jovens, variação na capacidade de deformação da unidade musculotendínea do tibial anterior mediante contração isométrica máxima. A amplitude total do tendão foi tomada a partir da posição relaxada do tornozelo. Os pesquisadores constataram que houve deformação plástica de 3,1 por cento, equivalendo aproximadamente aos valores de outros cinco estudos revisados. Verificaram ainda que a deformação na unidade musculotendínea do tibial anterior mediante contração isométrica máxima, variou ao longo do tamanho do tendão. As diferenças na deformação do tendão podem ser atribuídas à área de secção transversal e também à inexatidão em determinar a quantidade de deformação da região inicial do tendão. Inferiram que a força muscular

variou da inserção proximal para distal, indicando que o ângulo dos músculos penados alteram durante contração máxima e pode ser maior a alteração na inserção proximal para distal. Os pesquisadores citaram dois experimentos para reforçarem a discussão, sugerindo ter ocorrido um atraso na transferência de tensão do tendão para o osso e do aumento da capacidade potencial para estocar e liberar energia elástica.

KUBO et al. (2001a) verificaram se o alongamento estático mantido por 10 minutos alterava a propriedade viscoelástica do tendão do calcâneo e na aponeurose do gastrocnêmio medial de sete adultos jovens. Com alongamento, a região inicial ondulada do tendão aumentou consideravelmente o seu tamanho. A deformação, a rigidez e a histerese oscilaram de 6,6 para 10,4%, de 15,8 para 34,3 N/nm e de 9,7 para 33,7%, respectivamente. A diminuição da resistência do tecido foi em média de 23,6 N/mm. Pelo fato de o registro eletromiográfico não ter sido alterado com o declínio da resistência de alongamento e terem evidenciado aumento na histerese e na rigidez, concluíram que o tendão tem propriedade viscoelástica, o qual aumentou a elasticidade e diminuiu a viscosidade.

Numa outra investigação MAGANARIS (2002) quantificou a resposta do alongamento no tendão do tibial anterior e do gastrocnêmio. A tensão foi gerada pela contração isométrica e a mensuração foi feita mediante ultrasson, dada pelo deslocamento de uma região anatômica determinada no início e no final do tendão.

Assim, quatro estratégias foram consideradas: a) o alongamento do tendão durante contração-relaxamento; b) o momento de geração de força muscular da contração isométrica; c) o tamanho do tendão e d) a área transversal do tendão.

A relação força muscular durante alongamento do tendão foi obtida pela fração da carga pelo deslocamento a 5%, 20%, 40%, 60%, 80% e 100% da força muscular máxima alcançada. A força muscular do tendão e a tensão por área correspondente aos exercícios de alongamento foram de 530 N no músculo tibial anterior, e 875N no músculo gastrocnêmio. A média de alongamento para o músculo tibial anterior foi 4,1mm (2,5% de deformação). Um comportamento similar foi observado no músculo gastrocnêmio com valor médio de alongamento de 11,1mm (4,9% de deformação). As deformações obtidas foram de 19% e 18% para o tibial

anterior e gastrocnêmio respectivamente. Durante o relaxamento, os tendões retornaram às suas posições de origem.

O comportamento do tendão na relação força muscular e alongamento indicou que a carga aplicada ocorreu na região inicial e ondulada do tendão, com capacidade de alinhar a ondulação no início dos tendões e evitar um alongamento excessivo.

O tendão e a aponeurose são posicionados em séries, eles podem ser tensionados diferentemente com uma mesma força. Não há comportamento similar ao alongar a aponeurose - tendão, as fibras inseridas em uma aponeurose mais extensível poderão se encurtar mais para uma mesma contração que as aponeuroses menos extensíveis. Esta maior contração poderá aumentar a força muscular durante uma contração excêntrica (GRIFFITHS, 1991).

3.5 Alongamento: contribuição neural e/ou mecânica

O interesse em saber se o aumento da flexibilidade ocorre pela inibição neural em decorrência da diminuição da viscoelasticidade ou devido a uma maior tolerância à tensão imposta pelo alongamento tem conduzido à realização de vários experimentos científicos. Evidente que há uma possibilidade de os sistemas neurais, mecânicos (viscoelasticidade) ou do aumento da capacidade de tolerar a tensão de alongamento interferirem no desenvolvimento da flexibilidade. Embora haja dificuldade de quantificar a magnitude de cada componente ou de sua interação, empenhos científicos têm sido realizados para tentar explicar o comportamento desses sistemas.

A explicação neural propõe que o fator limitante do alongamento ocorre pela atividade reflexa, facilitando uma maior resposta contrátil, que aumenta a resistência ao alongamento (HUNT, 1990).

Tem sido indicado que exercícios de alongamento inibem a atividade reflexa, facilitando, com isto, o desenvolvimento da flexibilidade; essa inibição reflexa é atribuída à fibra tipo Ia do receptor primário do fuso muscular caracterizado por um aumento da descarga inicial do alongamento e tem sua atividade diminuída durante e logo após o término do alongamento (GREGORY, WISE, WOOD, PROCHAZKA &

PROSKE, 1998). Mesmo com a sua diminuição durante o alongamento, a descarga do fuso permanece maior que no começo do alongamento (MORGAN, 1990).

O órgão tendíneo de Golgi é um outro mecanismo neural importante, posicionado em série com as fibras musculares. Com a tensão de alongamento, propaga uma inibição reflexa (STUART, GOSLOW, MOSHER & REINKING, 1970), mas responde melhor à contração do que ao alongamento (JAMI, 1992).

Com intuito de responder se a resistência do alongamento nos músculos isquiotibiais limitava-se pelo componente neural ou pelo componente viscoelástico MCHUGH, KREMENIC, FOX e GLEIM (1998) apontaram, numa amostra constituída de oito homens e oito mulheres jovens, que um percentual de 79,5 da variação do alongamento entre os indivíduos foi dado pela resistência muscular e que quanto mais se tentava aumentar a amplitude de movimento, mais se aumentava a resistência muscular, portanto, menor a amplitude de movimento. A percepção de desconforto à tensão de alongamento precedeu qualquer atividade reflexa contrátil detectada com eletromiografia de superfície. Os pesquisadores concluíram que a flexibilidade é predominantemente influenciada pelo componente muscular em detrimento ao componente neural.

Num outro experimento, utilizando uma amostra com nove homens e seis mulheres jovens, MCHUGH, MAGNUSSON, GLEIM e NICHOLAS (1992) atestaram que os indivíduos mais rígidos manifestaram maior resposta contrátil e resistência ao alongamento. Todavia, independente da flexibilidade inicial, o alongamento mantido durante 45 segundos provocou a mesma quantidade de relaxamento.

Esses dois últimos resultados foram corroborados por WILLIAMS, HYBERD, SIMPSON, KENWRIGHT e GOLDSPINK (1998), ao afirmarem que quanto maior a tensão imposta pelo alongamento, maior a resistência ao movimento.

TAYLOR, BROOKS e RYAN (1997) compararam o efeito de várias contrações isométricas e de exercícios de alongamento dinâmico em oito coelhos anestesiados. Em cada coelho, um membro foi aleatoriamente designado para a contração isométrica e o membro contra-lateral para o alongamento dinâmico. O pico de tensão foi similar para ambos os grupos. A tensão foi mensurada na posição relaxada antes da contração isométrica e do alongamento. No grupo da contração isométrica, o nervo fibular foi estimulado durante um segundo em cada 10 segundos,

perfazendo um total de 10 contrações. O músculo tibial anterior foi alongado de sua posição mais curta para sua extensão máxima por 10 vezes. Tanto o alongamento como a contração isométrica resultaram em redução da resistência muscular, indicando relaxamento da tensão na unidade musculotendínea. O relaxamento pode ter sido provocado pela contração muscular isométrica porque os componentes contráteis se aproximam e provocam alongamento nos componentes elásticos em série com a contração isométrica. Os pesquisadores concluíram que a contração isométrica pode resultar em redução da resistência do tecido conjuntivo e que a combinação de alongamento e contração pode ser mais efetiva na elasticidade da unidade musculotendínea.

Para verificar se o alongamento provocava relaxamento da unidade musculotendínea e relaxamento do fuso muscular, AVELA, KYROLAINEN e KOMI (1999) utilizaram-se de alongamento passivo prolongado durante 60 minutos no músculo gastrocnêmio e no sóleo em 20 adultos jovens. Seis dos 20 indivíduos também foram testados para verificar os efeitos da isquemia e do sistema reflexo. No pré-teste, a mensuração incluiu 50% de contração voluntária máxima, testada pelo reflexo H e eletromiografia. Após uma hora de alongamento, a resistência máxima do tornozelo em flexão plantar diminuiu em média 19,7%. Esta diminuição foi atribuída à deformação do tecido muscular, que inibiu a atividade do fuso muscular. O aumento da deformação muscular também diminuiu o sistema reflexo H. Quanto ao reflexo do alongamento, houve uma redução considerável após 15 minutos do início do alongamento. Esta redução na resistência muscular continuou ao longo do experimento. Assim, o alongamento passivo diminuiu a ação reflexa e a força muscular.

Inversamente, AVELA et al. (2004) evidenciaram que alongamento prolongado pode provocar relaxamento na unidade tendínea e, em consequência altera-se a descarga da fibra tipo Ia do fuso muscular, diminuindo a atividade contrátil.

Parece não haver uma resposta absoluta: a inibição neural facilita o relaxamento muscular, ou se com o relaxamento ocorre inibição neural.

3.6 Alongamento: aumento da tolerância à tensão

Um mecanismo que tem chamado a atenção de alguns pesquisadores é conhecido como aumento da capacidade de tolerância à tensão do alongamento. Há evidências que o alongamento não aumenta a elasticidade, e mesmo na presença de rigidez muscular se consegue maior flexibilidade (HALLBERTSMA, LUDWIG & GOEKEN, 1994). Isto ocorre pela menor percepção de desconforto à tolerância do alongamento (WIEMANN & HAHN, 1997).

Para maiores conhecimentos, o experimento de MAGNUSSON, SIMONSEN, AAGAARD, DYHRE-POULSEN, MCHUGH e KJAER (1996a) comparou a resposta do alongamento em um mesmo ângulo para os músculos isquiotibiais do lado direito e em ângulos diferentes nos músculos isquiotibiais do lado esquerdo, na flexão de quadril, mediante dois procedimentos: alongamento estático e alongamento pela facilitação neuromuscular proprioceptiva em 10 indivíduos do sexo masculino. Tanto o alongamento estático feito até alcançar um mesmo ângulo articular como o alongamento mediante facilitação neuromuscular proprioceptiva provocaram diminuição da força sem ter alterado a rigidez. Para o alongamento em ângulos diferentes, até o princípio da dor, a técnica de alongamento por facilitação neuromuscular proprioceptiva aumentou mais a resistência ao alongamento com o aumento da amplitude de movimento, sem afetar o registro eletromiográfico, quando comparado com o alongamento estático.

Pelo fato de não terem ocorrido alterações no tecido muscular em ambos os procedimentos, os pesquisadores concluíram que a flexibilidade age na propriedade passiva da unidade musculotendínea. E ainda, a flexibilidade com a técnica de facilitação neuromuscular proprioceptiva aumentou a capacidade de tolerar o desconforto da tensão de alongamento.

Os mesmos pesquisadores, MAGNUSSON, SIMONSEN, AAGAARD, SORENSEN e KJAER (1996b) desenvolveram um estudo com sete adultos jovens, utilizando dois protocolos de alongamento realizados em 20 dias consecutivos, com cinco séries de alongamento de 45 segundos mantidos para alongar os músculos isquiotibiais com um total de estímulo de 9000 segundos. No primeiro protocolo, o alongamento foi programado para um mesmo ângulo e, no segundo protocolo, o

alongamento continuou com o princípio de desconforto. No primeiro protocolo, não se atestou redução da rigidez muscular e redução da atividade eletromiográfica. No segundo protocolo houve aumento da amplitude do movimento e aumento da rigidez muscular. Assim, os resultados demonstraram que os efeitos agudos do alongamento não ocorreram pela acomodação viscoelástica. Concluíram que a atividade reflexa não limitou o aumento da amplitude do movimento, em vez disto, uma maior amplitude de movimento ocorreu pelo aumento da tolerância à dor dada pela tensão do alongamento.

Ao examinar o efeito agudo à tensão máxima de alongamento na rigidez dos músculos isquiotibiais, perfazendo cinco repetições em flexão de quadril com o joelho estendido, em adultos jovens, HALLBERSTMA, MULDER, GOEKEN e EISMA (1999), concluíram que o tempo foi curto para que ocorresse relaxamento. Os pesquisadores afirmaram que, pelo fato de a eletromiografia indicar atividade muito baixa nos limites extremos do movimento, o aumento da flexibilidade é uma função da capacidade de tolerar a dor do alongamento.

CHAN, HONG e ROBINSON (2001) investigaram os efeitos do alongamento estático na flexibilidade e na rigidez dos músculos isquiotibiais de homens e mulheres jovens. Foram realizadas cinco séries de alongamento de 30 segundos cada. O tempo total de alongamento estático compreendeu 3600 segundos. Um grupo treinou durante quatro semanas e outro grupo treinou durante oito semanas, os outros dois grupos serviram como controles. A flexibilidade aumentou em ambos os grupos sem demonstrar diferenças entre eles. Todavia, o grupo que treinou quatro semanas aumentou a flexibilidade em 8,9 graus e o grupo que treinou durante oito semanas aumentou em 11,2 graus. Embora ambos os grupos tenham desenvolvido a flexibilidade, o alongamento não aumentou a rigidez para o grupo de oito semanas, provavelmente pela adaptação do tecido conjuntivo comparado com a rigidez do grupo de quatro semanas. Os pesquisadores evidenciaram que, aparentemente, a redução da rigidez foi relacionada ao período de tempo em que a força foi aplicada, e que o aumento da extensibilidade dos músculos isquiotibiais pode ocorrer por alterações mecânicas e fisiológicas e pelo aumento da capacidade de tolerar o desconforto muscular da tensão de alongamento. Para o

grupo de oito semanas, a tolerância à tensão do alongamento foi aumentada, desenvolvendo a flexibilidade.

Com o objetivo de verificar se os exercícios de alongamento nos músculos do quadríceps pelo método contração-relaxamento provocavam adaptação neural BJORKLUN, HAMBERG e CRENSHAW (2001) analisaram a sensação subjetiva de dor muscular, pela escala de Borg, a flexibilidade, com eletrogoniômetro, e a força, com um transdutor de força interligado ao computador. Ao indivíduo foi solicitado informar quando se alcançava o valor cinco (forte) da escala de Borg durante a flexão de joelho. O experimento ocorreu com 29 militares durante 14 dias, com frequência de quatro vezes por semana, perfazendo um tempo de alongamento de 320 segundos. Os pesquisadores constataram pela sensação de diminuição da dor que a adaptação muscular ocorreu antes da alteração da rigidez na fibra muscular e do aumento na flexibilidade. Esta adaptação neural pode ajudar a explicar a diminuição da dor e o bem-estar provocado pelo alongamento: além disso, aventaram a possibilidade de ter ocorrido redução da atividade dos fusos musculares.

3.7 Genética: flexibilidade da coluna lombar

Quantificar a influência genética na flexibilidade enfrenta dificuldades de controle das variáveis, sexo, idade e meio-ambiente.

Se fosse comprovada a contribuição genética na flexibilidade, provavelmente seria mais fácil quantificar os efeitos dos exercícios de alongamento. A maioria dos pesquisadores que investigaram a influência da genética na flexibilidade se interessou pela coluna lombar.

Num estudo populacional contendo 13.804 indivíduos canadenses, entre sete e 69 anos de idade, PÉRUSSE, LEBLANC e BOUCHARD (1988) atribuíram 48% de contribuição genética na flexibilidade da coluna em flexão de tronco. A influência genética na flexibilidade de coluna realizando flexão de tronco em 105 gêmeos jovens foi um pouco superior, (55%) de acordo com MAES et al. (1992).

DEVOR e CRAWFORD (1984) sugeriram uma contribuição genética na flexibilidade da coluna em flexão de tronco de 66,2% em uma amostra com 559 homens e mulheres entre as idades de 13 a 96 anos de idade.

Em outra pesquisa, BOUCHARD (1997), citando a tese de KOVAR (1974), reportou a influência genética na flexibilidade na coluna em flexão de tronco de 70% a 84% de gêmeos de ambos os sexos entre 12 e 17 anos. Os maiores valores de contribuição genética na flexibilidade foram apontados por BOUCHARD e MALINA (1983), entre 69 e 91%.

ACHOUR JÚNIOR (1998) não encontrou diferenças estatisticamente significantes de flexibilidade entre quatro movimentos da articulação da coluna/quadril utilizando-se do flexômetro de Leighton e do teste de “sentar e alcançar” em 32 pares de gêmeos monozigóticos e dizigóticos entre sete e 17 anos de idade.

Similarmente, CHATTERJEE e NABAKUMAR (1995), ao investigarem a influência da genética na flexibilidade em 30 pares de gêmeos monozigóticos e em 24 pares de gêmeos dizigóticos, crianças e adolescentes de ambos os sexos, encontraram maior variabilidade de flexibilidade (sentar e alcançar) entre gêmeos dizigóticos que monozigóticos. A variabilidade observada ocorreu dentro dos próprios grupos de gêmeos monozigóticos e de gêmeos dizigóticos. Portanto, não conseguiram evidenciar influência genética na flexibilidade.

Mais estudos sobre genética e flexibilidade são necessários para se saber precisamente distinguir quanto é genético, para se melhor quantificar o treinamento de flexibilidade. É provável que menores índices de flexibilidade aumentem as possibilidades para seu desenvolvimento. Inversamente, quanto maiores os índices de flexibilidade, menores os efeitos dos exercícios de alongamento.

Embora outros grupos musculoesqueléticos possam demonstrar diferentes resultados na flexibilidade, deve-se reconhecer que é muito importante estudar a coluna/ quadril em benefício da saúde e do desempenho esportivo.

3.8 Flexibilidade: comportamento durante o crescimento e desenvolvimento

Em geral, os estudos verificam que a flexibilidade aumenta da infância até o princípio da adolescência MOLL e WRIGHT (1971) e diminui ao longo da vida (SHEPHARD, BERRIDGE & MONTELPARE, 1990). Nas idades mais avançadas o que é questionado é se a flexibilidade diminui em razão do aumento da idade ou se são feitos menos movimentos, ou ainda se por ambas as causas.

As alterações da flexibilidade são diminuídas com maior ênfase após os 20 anos nos homens e após os 25 nas mulheres (SHEPHARD, BERRIDGE & MONTELPARE, 1990).

NELSON, JOHNSON e SMITH (1983) investigaram 237 estudantes do sexo feminino entre sete e 13 anos de idade que participaram de ginástica esportiva, com o objetivo de verificar a flexibilidade no espacate na hiperflexão-extensão do quadril acima de 90 graus. Oitenta delas participaram em aulas de educação física, 76 em aulas de ginástica recreacional e 81 participaram em ginástica competitiva. As estudantes foram separadas em três grupos: de sete, de 10 e de 13 anos de idade.

O tempo de treino foi de seis meses antes do pós-teste. O grupo um (educação física) treinou 20 horas; o grupo dois (recreacional) treinou 75 horas e o grupo três (competitivo) treinou 175 horas. Nenhuma menina do grupo de recreação em qualquer idade realizou o espacate a 90 graus.

No grupo de educação física, a porcentagem que alcançou 90 graus foi de 12,5%, aos sete anos, um mesmo valor de 12,5% na idade de 10 anos e de 40% na idade de 13 anos. No grupo competitivo, o percentual foi de 70% para o grupo de sete anos, de 68,8% para o de 10 anos e de 100% para o de 13 anos. Os pesquisadores evidenciaram que o efeito da ginástica competitiva com movimentos de elevadas amplitudes superou o efeito da idade como fator redutivo da flexibilidade.

Em outro estudo HAYWOOD (1980) atestou que a redução da flexibilidade freqüentemente provocada pelo crescimento e desenvolvimento pode ser impedida pelo treinamento, porque em 13 das 30 ginastas que menarcaram, não houve redução da força muscular e da flexibilidade um ano após menarca.

3.9 Flexibilidade: diferenças entre o sexo masculino e o feminino

Em geral, as mulheres são mais flexíveis do que os homens. Não foram encontradas pesquisas para distinguir se é a morfologia, a fisiologia, o meio-ambiente ou um outro fator como mais importante em relação à flexibilidade ser maior para o sexo feminino.

Um argumento citado por ALTER (1999) foi que o sexo feminino é adaptado à gravidez para o suporte da criança, especialmente na região do quadril. E especificamente o sexo feminino tem os quadris mais largos, o que pode ser um indicador de maiores índices de flexibilidade nessa região.

ALTER (1999) ainda comentou que no sexo feminino há maior quantidade de estrógeno, menor desenvolvimento da massa muscular e maior acúmulo de água e polissacarídeos que no sexo masculino, mas não se elaborou experimento a este respeito.

Independente do sexo, com o crescimento e desenvolvimento, os músculos e tendões tornam-se mais rígidos, os ossos calcificam-se, ficando mais densos, podendo reduzir a flexibilidade (HOMER & MACKINTOSH, 1992).

KIBLER, CHANDLER, UHL e MADDUX (1989) avaliaram 2.017 esportistas universitários do sexo masculino e feminino. As mulheres foram as mais flexíveis em todas as mensurações de flexibilidade e os homens foram os mais fortes em todos os testes de força muscular. Concluíram que os homens apresentaram maiores possibilidades de praticarem esportes, dispensando a flexibilidade, enquanto nas mulheres, houve insuficiência de força.

Os pesquisadores também classificaram os esportistas quanto à predominância de utilização dos membros inferiores e superiores, notando-se maior flexibilidade nos membros inferiores no sexo feminino e predominância de utilização de força muscular nos membros superiores do sexo masculino. Finalmente, as regiões com maior carga de esforço físico tenderam a diminuir a flexibilidade.

TROTT, PEARCY, RUSTON e FULTON (1996) descreveram os efeitos da idade e sexo em 60 homens e 60 mulheres na flexibilidade da coluna cervical, na flexão, na extensão, na flexão lateral e na rotação. A flexibilidade da coluna cervical

diminuiu com o aumento da idade. A maior diminuição de flexibilidade na flexão/extensão ocorreu entre 20 e 30 anos de idade, enquanto para flexão lateral e rotação, a diferença em amplitude ocorreu entre 20 e 40 anos de idade.

Segundo EINKAUF, GOHDES, JENSEN e JEWELL (1987), a maior redução da flexibilidade foi observada entre os 30 e 39 anos de idade no movimento de extensão do tronco, sendo menos severa na flexão do tronco. Os pesquisadores atribuíram a redução da flexibilidade às atividades diárias. Há poucos movimentos de extensão de tronco comparados com os de flexão de tronco. O equilíbrio nessas idades é comprometido e esses indivíduos têm menos probabilidades de realizar movimentos de extensão de tronco, enquanto muitas atividades são feitas com o tronco flexionado.

Conforme observado por FREKANY e LESLIE (1975) em uma pesquisa com mulheres entre 75 e 90 anos em que ocorreu aumento da flexibilidade em dois centímetros e meio, por meio do teste de sentar e alcançar, os exercícios de alongamento mantêm ou acrescentam pequenos aumentos na amplitude de movimentos, o que é, no mínimo recompensador, em razão de indicar que é possível desenvolver a flexibilidade nessa idade.

3.10 Estilo de vida e coluna lombar

Para YAMAMOTO, PANJABI, CRISCO e OXLAND (1989), as funções da coluna lombar são: flexibilidade, sustentação da massa corporal e proteção de suas estruturas.

A coluna lombar é uma das principais unidades funcionais do corpo. Ela recebe e exerce influência das forças musculares em quase todas as cadeias musculares que se relacionam com o equilíbrio estático e com o equilíbrio dinâmico (NORDIN & FRANKEL, 1987).

As atividades do homem moderno obrigam-no a permanecer muito tempo sentado ou em pé, posições que exigem estabilidade musculartoarticular para conservar a postura.

A maioria dos indivíduos considera-se saudável até sentirem os primeiros sinais de um incômodo. Os distúrbios de coluna muitas vezes podem permanecer despercebidos até alcançarem maiores proporções (KLEIN, MACKLER, ROY & DELUCA, 1991) com ou sem conexão com um caso precedente (RIIHIMAKI, 1991). Adultos saudáveis, pouco ativos, poderão vir a reclamar de dor muscular passando de saudáveis a doentes (WRIGHT, 1973).

Os distúrbios na coluna lombar são complexos e de difícil quantificação. Quanto maior o tempo de instalação de lesão e dor intermitente maiores são as possibilidades de complicações futuras (FRYMOYER & BARIL, 1987).

É possível que alguns trabalhos com sustentação e condução de cargas tornem o indivíduo mais forte, mas as chances de lesões pela má coordenação e fraqueza muscular aumentam no período de adaptação. Assim, não se considera a dor na coluna como uma doença ou uma lesão decorrente de atividades diárias. Geralmente, ela é encarada como uma doença classificada pela incapacidade para realizar trabalhos (HALEY, TADA & CARMICHAEL, 1986). Embora a lesão ou a dor possa decorrer uma da outra, a etiologia do problema de coluna permanece desconhecida.

Inúmeros fatores mecânicos têm sido considerados agravantes para a coluna. Segundo BATTIÉ, BIGOS, SHEEHY e WORTLEY (1990) trabalhos com atividades que solicitem muita força são responsáveis pelos distúrbios na coluna lombar; e um estilo de vida pouco ativo também ocasiona distúrbios na coluna, (MANNICHE, ASMUSSEN, LAURITSEN, VINTERBERG, KARBO, ABILDSTRUP, FISCHER-NIELSEN, KREBS & IBSEN, 1993). Na análise das atividades de trabalho, devem-se considerar as causas e efeitos. A causa é expressa por uma determinada carga mecânica e o efeito pela capacidade de o indivíduo suportar a quantidade de trabalho (NORDIN & FRANKEL, 1987).

Um estilo de vida pouco ativo pode agravar o sistema de nutrição vertebral. Os exercícios físicos facilitam a nutrição dos discos vertebrais e previnem sua degeneração precoce (MANNICHE et al., 1993) tornando-se essenciais para diminuição da fadiga muscular e ainda para evitar compressão dos discos.

STEVENSON, WEBER, SMITH, DUMAS e ALBERT (2001), em estudo prospectivo evidenciaram os componentes da aptidão física para prevenir dor na

coluna lombar de industriais, os quais fazem trabalhos manuais com levantamento de cargas. Quando se está sentado, a pressão sobre os discos vertebrais é maior do que quando se está em pé. É interessante analisar que em atividades que solicitem essas posições, o desempenho máximo talvez só possa ser obtido quando a condição física estiver de acordo com a função do indivíduo (PYNT, HIGGS & MACKEY, 2001).

Numa extensa revisão PYNT, HIGGS e MACKEY (2001) descrevem os problemas do estar sentado na pressão intradiscal. Ao estar sentado comprimem-se os discos intervertebrais e aumenta-se a pressão hidrostática no núcleo. Como os discos são avascularizados e recebem nutrição por osmose, a mudança na pressão dentro do disco altera seu fluído. A flexão do tronco ao estar sentado aumenta a pressão intradiscal e remove parte dos líquidos; a extensão do tronco quando se está sentado diminui a pressão e repõe os líquidos no tecido.

O hábito de permanecer sentado aumenta a tensão dos flexores de quadril e a dificuldade em visualizar a alteração da posição do osso íliaco sob espessos tecidos faz com que o encurtamento dos flexores do quadril se desenvolva em um grau intenso antes que possa ser reconhecido, a menos que ele seja prevenido com exercícios de alongamento (KOTTKE & LEHMANN, 1994).

A contração muscular estática e prolongada aumenta a pressão no disco e causa fadiga muscular e dor. Os discos vertebrais se comprimem também quando alguém permanece em pé, devido aos efeitos da gravidade. Se acompanhados com cargas, principalmente assimétricas, trabalhos que exijam rotação do tronco, condução e elevação de peso, acima da cabeça, provocam uma forte pressão nos discos (SCHULTZ, ANDERSSON, ORTENGREN, HADERSPECK & NACHEMSON, 1982). Esta pressão nos discos pode ser aumentada se os indivíduos apresentarem problemas posturais e/ou encurtamentos.

A projeção do corpo para frente quando se está sentado ou a extensão do tronco quando se está em pé solicitam a amplitude do movimento do quadril e, se a musculatura do quadril estiver encurtada, provavelmente coloca-se uma carga adicional na coluna. Quando se está sentado, os músculos isquiotibiais permanecem contraídos e o caminhar pode não ser suficiente para aumentar a flexibilidade, havendo necessidade de exercícios específicos de alongamento.

A compressão nos discos vertebrais pode ser acentuada por um único esforço ou pela fadiga instalada em decorrência de período prolongado de trabalho, tornando a musculatura rígida. As duas maneiras podem ser associadas e provocar microlesões (SCHULTZ et al., 1982).

Boas posturas corporais são reconhecidas por manifestarem alguns tipos de manifestações de dor. As más posturas podem ser indolores, mas predisõem, e muito, a coluna à dor. Dessa forma, é necessário que haja estabilidade dos sistemas musculoesqueléticos, esteja o indivíduo em movimento, esteja em pé ou sentado, (HYTTIÄINEN, SALMINEN, SUTIVIE, WICKSTROM & PENTTI, 1991).

A curvatura normal da coluna exerce funções importantes em pessoas saudáveis. A concavidade lombar em excesso pode aumentar a convexidade torácica, que pode tornar rígida a fáscia lombar, aumentar o estresse no ligamento longitudinal posterior, estreitar os espaços dos discos e conseqüentemente, resultar em compressão, inflamação, degeneração dos discos e cialgia (KELLET, KELLET e NORDHOLM 1991; KLEIN et al. 1991). Ao contrário, se a coluna lombar tiver pouca concavidade e, se no caso adicionar-se com encurtamento dos músculos isquiotibiais, tem-se freqüentemente inclinação posterior do cingulo pélvico, sobrecarregando a coluna nas atividades de levantamento, sustentação e condução de peso.

3.11 Procedimentos de medidas de flexibilidade com radiografia

Há inúmeros instrumentos para quantificar a lordose lombar, alguns são: simetrógrafo, inclinômetro, goniômetro e quipômetro.

É relativamente comuns em pesquisas médicas o uso da radiografia com objetivo de quantificar a curvatura da coluna lombar é também um instrumento fidedigno e válido para quantificar a flexibilidade em flexão do tronco. Com ela se quantificam o ângulo lombar em pé e, em seguida, o ângulo em flexão de tronco. Com a subtração desses valores determina a flexibilidade em flexão de tronco. Entretanto, alguns problemas de testes com radiografia ocorrem em razão das diferenças de formas de se testar o ângulo da coluna lombar. Esses têm sido realizados no estar sentado (HAYES, HOWARD, GRUEL & KOPTA, 1989) e em pé

(POLLY, KILKELLY, MCHALE, ASPLUND, MULLIGAN & CHANG, 1996). Os pesquisadores selecionam diferentes ângulos: T11-S1, T12-S1, T12-S2, L1-S1 e, ainda, com diferentes métodos dentre os quais, o centroid, Cobb, radiografia tangencial e linha tangencial posterior de Harrison, são referenciados na literatura.

Com esses métodos, os ângulos podem ser medidos do platô inferior ou do platô superior da vértebra, da superfície anterior ou da superfície posterior, o que pode causar variações significantes nos ângulos lombares e dificulta sua comparação.

O ângulo de Cobb determina-se com duas ou com quatro linhas, por exemplo. Risca-se da superfície pósterio-inferior da décima segunda vértebra à superfície pósterio-superior do primeiro osso do sacro: a seguir fazem-se duas perpendiculares calculando-se o ângulo estabelecido por elas.

Quando o ângulo de Cobb é realizado com quatro linhas, risca-se da superfície pósterio-inferior da décima segunda vértebra à superfície pósterio-superior da vértebra do primeiro osso do sacro, e duas tangentes a estas até o encontro das linhas traçadas, calculando-se o ângulo estabelecido por elas.

Críticas sobre o ângulo de Cobb se constituem pelo fato de se medir apenas o ângulo total ao final da concavidade, sem conhecimento de cada uma das vértebras que interferem entre os ângulos. Além disto, utilizar o método de Cobb pode permitir equívocos humanos ao se traçar as linhas perpendiculares em cinco a dez graus (TROYANOVICH, CAILLIET, JANIK, HARRISON & HARRISON, 1997).

Evidentemente que, para fins clínicos, faz-se necessário medir vértebra a vértebra contudo, com fins educacionais, relacionando exercícios profiláticos e saúde, o conhecimento do ângulo absoluto atende às necessidades para se normatizar valores populacionais.

Quando todas as vértebras são quantificadas, determina-se o ângulo absoluto, ou o ângulo relativo, de cada vértebra, T12-L1, L1-L2, L3-L4, L4-L5, L5-S1, (TROYANOVICH et al., 1997).

Entretanto ainda que se tenham inúmeros instrumentos que mensurem a flexibilidade da coluna lombar, sua movimentação dificilmente separa o movimento da pélvis, exceto com instrumentos altamente sofisticados. A técnica para se medir a flexibilidade da coluna lombar/quadril é aceita, sem discernir o movimento da coluna

e o movimento do quadril. A coluna lombar abrange da décima segunda vértebra torácica ao primeiro osso do sacro, mas a flexão de tronco dificilmente isola esta região e comumente é referida como flexibilidade da coluna lombar.

Representar a coluna vertebral como um todo pode alterar os resultados se uma das estruturas apresentar movimentos diferentes e não houver correlação entre a flexibilidade do quadril e da coluna (KIPPERS & PARKER, 1989).

Para verificar o ângulo entre a décima segunda vértebra da coluna torácica e o primeiro osso (vértebra) do sacro, KIPPERS e PARKER (1989) utilizaram radiografia e técnica fotográfica em dez indivíduos saudáveis com idade entre 23 e 47 anos. O ângulo médio foi de $53,0 \pm 8$ graus.

WAMBOLT e SPENCER (1987) constataram que a lordose da coluna lombar alcançou 59 graus, a variação alcançou de 31 a 79 graus, mensurando da décima segunda vértebra da coluna torácica à base do sacro.

Uma pesquisa que utilizou três avaliadores para verificar a fidedignidade dos testes de lordose da coluna lombar com os métodos centroid, Cobb, radiografia tangencial e linha tangencial posterior de Harrison, constatou fidedignidade e objetividade acima de $r = 0,83$ nos quatro métodos e $r = 0,94$ para o ângulo de Cobb.

Pelo fato de a mensuração da curvatura de superfície da coluna (lordose) não representar o valor de cada vértebra ou da lordose total, a análise radiográfica, conhecida como “Gold Standard”, torna-se imprescindível na exame clínica. Há fortes evidências que consideram os exames radiográficos como fidedigno para análise da configuração geométrica da coluna lombar (HASS, TAYLOR & GILLETE, 1999). Fidedignidade é certificada com testes repetitivos que indicam consistência e precisão. Embora haja críticas sobre a fidedignidade e objetividade de testes com radiografia elaborados por HARRISON, HARRISON e TROYANOVICH (1998), estas existem por conta de alguns estudos que não descrevem todo o procedimento para um teste radiográfico, o que pode acarretar erros randômicos em cada etapa do processo, e torná-los cumulativos.

Ao se descreverem estudos com radiografias, faz-se necessário descrever as técnicas que foram empregadas para fins de comparação entre eles.

3.12 Especificidade dos testes de flexibilidade

Um único teste de flexibilidade não pode representar a flexibilidade geral do corpo humano. Para verificar se a flexibilidade constituía um fator geral ou específico por articulação, HUPPRICH e SIGERSETH (1950) avaliaram 12 articulações em 300 meninas de seis a dezoito anos de idade. Constataram que a flexibilidade aumentou até os 12 anos de idade e diminuiu posteriormente. Os resultados apresentaram variações nas amplitudes de movimento e nas diferentes faixas etárias. O grupo de seis anos de maneira surpreendente superou outros grupos somente em três mensurações. O grupo de 12 anos superou em oito mensurações e não foi inferior em nenhuma outra articulação comparado com outros grupos. Os dois grupos mais velhos de 15 e 18 anos, apresentaram menos flexibilidade. Concluiu-se que a flexibilidade foi diferente nas várias articulações todavia, os pesquisadores revelaram certas dúvidas em apresentar o grupo amostral como representativo populacional.

Há muito tempo, KEY (1927) constatou que a flexibilidade varia entre as articulações, pressupondo que a flexibilidade herdada pode apresentar diferenças entre os grupos musculartoarticulares.

Para avaliar a flexibilidade em 12 articulações em 130 universitárias entre as idades de 17 e 26 anos, McCUY (1953), utilizou-se dos instrumentos goniômetro e flexômetro de Leighton. Dentre os testes, verificou a flexibilidade de flexão e de extensão do tronco. O objetivo era correlacionar a extensão do tronco nas seguintes regiões: lombar, torácica e cervical. O pesquisador verificou correlação baixa ($r= 0,7$), entre uma e outra região da coluna. Por estes resultados, pode-se concluir que as articulações devem ser avaliadas isoladamente em razão de um teste não representar a flexibilidade geral.

3.13 Testes lineares de flexibilidade: fidedignidade e validade

3.13.1 Fidedignidade

Um instrumento ou atributo de um teste é considerado fidedigno quando testes repetidos alcançam um mesmo resultado (WELK, 2002), ou apresentam

resultados bastante próximos. Fidedignidade é definida como a consistência dos testes, por um mesmo avaliador.

Um tipo especial de fidedignidade é a objetividade, denominada também de fidedignidade interavaliadores, dada pela concordância entre dois ou mais avaliadores (WELK, 2002).

A fidedignidade precisa ser estabelecida antes da validade, porque com baixa reprodutibilidade ou precisão, torna-se difícil confiar nos resultados obtidos. Um teste pode ser fidedigno e não ser válido, sendo este último mais importante que a fidedignidade.

A determinação dos índices de reprodutibilidade tem como aspecto positivo o fornecimento de informações quanto à ocorrência de variações nos resultados das medidas e também é afetada pela inconsistência das próprias medidas individualmente, a variação intrateste (SAFRIT & WOOD, 1989).

O valor para se aceitar ou rejeitar a fidedignidade alcança de zero a um considera-se o valor um como o resultado verdadeiro, e um erro no teste, se o valor obtido for menor do que um. Isto implica que quanto mais próximo o coeficiente de um, menor a variância e os resultados se aproximam mais do valor real (THOMAS & NELSON, 2002).

A consistência interna de um teste refere-se à equivalência, quando um ou mais teste são repetidos entretanto, a estabilidade de um teste é determinada quando, após um período, se alcançam valores bastante similares, com o teste sendo reaplicado da mesma forma (THOMAS & NELSON, 2002). É possível que os intervalos entre as duas aplicações dos testes provoquem algumas variações biológicas (TOUSIGNANT, BOUCHER, BOURBONNAIS, GRAVELLE, QUESNELL & BROSSEAU, 2001). Então, o período de tempo que se espera para repetir os testes, o tamanho da amostra e o instrumento podem afetar a fidedignidade.

3.14 Validade

É difícil estabelecer uma conclusão definitiva sobre os componentes internos e externos que influenciam a flexibilidade. Tão bem como a dificuldade de se determinar um teste para medir a flexibilidade da coluna lombar.

A validade se refere à veracidade de um instrumento de teste (TRITSCHLER, 2003) ela se relaciona à grandeza com que um instrumento mensura o que se propõe em medir dentro de um contexto específico (SIM & ARNELL, 1993) a validade não é inerente apenas ao instrumento. Portanto, é mais importante atribuir a validade como um atributo a um teste do que somente a um instrumento.

Validade não é estabelecida por afirmação, mas por evidência. Muitos testes padronizados apresentam pouca ou nenhuma evidência de quanto úteis eles são para algum propósito (SAX, 1980).

Um teste pode ser válido para uma região ou movimento do corpo ou para um grupo populacional e não ser válido para outra região do corpo ou grupo populacional, por exemplo, pode ser válido para flexão de tronco e não ser válido para extensão do tronco, ou ainda pode ser válido para uma população jovem e não ser válido para uma população idosa.

A validade de um teste é a magnitude com que o instrumento avalia o que se propõe, e o quanto aquele teste específico, pode ter validade para uma população (MORROW et al., 1995). Similarmente à fidedignidade, a determinação da validade não é absoluta, qualquer resultado é relativo, sendo necessários valores probabilísticos com níveis significantes.

RICHMAN, MACKRIDES e PRINCE (1980) sugeriram valores de coeficientes de correlação: 0,80 a 1,00 como muito alto, 0,60 a 0,79, moderadamente alto e 0,59 e abaixo como valores questionáveis.

É importante ressaltar que os valores de coeficientes de correlação apresentados são arbitrários e dependem da magnitude e do que se propõem validar.

Para se validar um teste, deve se evitar cometer erros sistemáticos ou randômicos. Para isto, os instrumentos precisam ser aferidos e os avaliadores treinados para diminuir as possibilidades de erros. O erro sistemático é responsável pela tendenciosidade, enquanto o erro randômico tende à própria compensação, não há um padrão consistente, os resultados tornam-se dispersos, precisando-se de uma amostra numerosa para serem identificados (BLENDA & ALTMAN, 1986).

O erro sistemático geralmente afeta mais a validade e o erro randômico afeta mais a fidedignidade. Contudo, o importante é identificar a origem do erro, se

está relacionado ao instrumento ou ao avaliador, e propor estratégias para eliminá-los (RIKLI, 2000).

Há quatro tipos de validades: validade de conteúdo, validade preditiva, validade concorrente e validade de constructo. A validade concorrente existe quando uma interpretação é justificada por comparar um teste com as evidências sustentadas ao mesmo tempo da validação. Nesse caso é necessária uma medida critério. Quanto maior a concordância entre os dois conjuntos de resultados, maior a validade concorrente (BORG & GALL, 1979). Observam BAUMGARTNER e JACKSON (1995), pelo fato de a validade concorrente ser uma medida de correlação para um critério específico, é fundamental que o instrumento critério seja confiável. Ela é usualmente empregada quando se pretende substituir um critério que é difícil de medir por um teste mais curto e mais fácil de ser aplicado (THOMAS & NELSON, 2002).

A validade pode ser discutida em termos de testes referenciados por normas ou referenciados por critérios. No primeiro, a validade é utilizada para julgar um desempenho individual em relação ao desempenho de outros membros de um grupo com as mesmas características. No segundo, para identificar se um indivíduo tem alcançado um determinado índice de uma variável (BAUMGARTNER & JACKSON, 1995).

Avaliação é um procedimento de julgamento de uma medida, e esta somente é representativa quando se tem um instrumento válido para se medir aquilo que realmente se propõe.

3.15 Flexibilidade com medidas lineares: coluna lombar

A seguir, serão apresentados os resultados das pesquisas que utilizaram os testes de flexibilidade com medidas lineares da coluna lombar, fundamentados em Schöber. O teste de SCHÖBER¹ apud (REYNOLDS, 1975) se realizava com o indivíduo em pé localizava-se a articulação lombossacra com os polegares e fazia-se uma marca na pele com um lápis a seguir, outra marca era feita dez centímetros acima desta. Finalmente, flexionava o tronco à frente e media-se à distância das marcas dada pelo alongamento.

MACRAE e WRIGHT (1969) modificaram o teste de SCHÖBER (1937) com a intenção de diminuir o erro de localização das marcas ósseas. Os autores observaram que durante a flexão de tronco a articulação lombossacra (determinada por SCHÖBER) tendia a se mover enquanto a região do sacro era firme. Assim propuseram uma marca óssea de cinco centímetros abaixo da articulação lombossacra. Três marcas eram feitas: a primeira na articulação lombossacra, a segunda, dez centímetros acima e a terceira, cinco centímetros abaixo.

Estes pesquisadores, ao compararem o teste de flexão de tronco à frente com radiografia em onze indivíduos, constataram validade ($r= 0,97$) mediante coeficiente de correlação de Pearson. Verificaram ainda, se haviam diferenças de flexibilidade entre cem indivíduos com dor na coluna lombar que apresentavam dificuldades nas tarefas de trabalho, escola e lazer, e cem indivíduos aparentemente saudáveis. O grupo de indivíduos manifestando dor na coluna lombar se constituiu de 50 homens e 50 mulheres com abrangência entre as idades de 16 a 65 anos e com média de idade de 37,6 anos. Para o grupo saudável, a idade abrangeu entre 20 e 76 anos, com média de 32 anos. O grupo com dor na coluna foi menos flexível. Finalmente, afirmaram mediante radiografia que um erro de palpação na articulação lombossacra de até dois centímetros alterou o teste somente em poucos graus. Sendo que, se colocada a marca dois centímetros acima da crista ilíaca, subestimava os valores em cinco graus e se colocada dois centímetros abaixo sobreestimava em três graus. Enquanto pelo teste de SCHÖBER¹ (1937), um erro de dois centímetros acima da articulação lombossacra subestimava os valores em até 15 graus, e dois centímetros abaixo sobreestimava em 14 graus, segundo descreveram (MACRAE & WRIGHT, 1969). Todavia, similarmente ao estudo de SCHÖBER não analisaram se o teste de flexibilidade era fidedigno, conforme citou REYNOLDS (1975). MACRAE e WRIGHT (1969) afirmaram que este teste não envolve a articulação do quadril, somente a coluna lombar, mas não descreveram o procedimento para realizar a flexão do tronco sem envolver o quadril, como também não comentaram o motivo de se colocar cinco centímetros abaixo da articulação lombossacra, e não um outro valor. Uma justificativa plausível seria examinar se esta distância corresponderia ao primeiro osso do sacro para saber se o teste se aproxima do tamanho da coluna lombar.

Numa pesquisa com cinco homens e cinco mulheres com idade entre 24 e 34 anos, GILL, KRAG, JOHNSON, HAUGH e POPE (1988) verificaram a fidedignidade mediante coeficiente de variação com quatro instrumentos para se medir a flexibilidade em flexão do tronco: inclinômetro, distância dos dedos ao solo (fita métrica), técnica fotográfica e o teste de flexibilidade de MACRAE e WRIGHT (1969). O coeficiente de variação utilizando o inclinômetro foi baixo (1,7%), a distância do dedo ao solo (14,1%) e técnica com fotografia (2,9%) mostraram coeficientes relativamente baixos, enquanto o teste de MACRAE e WRIGHT (1969) mostrou baixo coeficiente de variação (1,8%) .

Utilizando um instrumento critério, PORTEK, PEARCY, READER e MOWAT, (1983) verificaram baixa correlação $r= 0,43$, entre a radiografia digitalizada do ângulo entre a primeira vértebra da coluna lombar e o primeiro osso do sacro e o teste de MACRAE e WRIGHT (1969) em 14 indivíduos saudáveis. Concluíram que o teste é difícil, porque na terceira marca na pele (cinco centímetros abaixo do sacro), a pele é elástica em relação ao osso. E, nas tentativas posteriores de flexão de tronco, a localização da marca não coincidia com a marca anterior.

Ao comparar cinco métodos para se avaliar a flexibilidade do tronco, em 17 indivíduos entre 20 e 30 anos, os pesquisadores SALISBURY e PORTER (1986) constataram ao servirem-se do quipômetro, do goniômetro, do flexicurva, do ultra-som (critério) e o teste com fita métrica proposto por SCHOBER (1937), que os testes apresentaram boa correlação, exceto o teste de MACRAE e WRIGHT (1969) que teve relação baixa $r= 0,20$ com ultra-som e de $r= 0,23$ com o quipômetro. Utilizaram a quarta vértebra da coluna lombar como referência de teste, diferentemente de outros pesquisadores mas, infelizmente, não descreveram o motivo para tal procedimento.

ADRICHEM e KORST (1973) alertaram que não há um lugar correto para se palpar a superfície da coluna para determinar seu tamanho. É muito difícil demarcar a transição da coluna torácica para coluna lombar por palpação. Felizmente, segundo eles, a parte inferior da coluna pode ser localizada mais corretamente pela tão conhecida espinha íliaca póstero-superior, fosseta lombar ou “dimples of vênus”, que pode ser encontrada inclusive em pessoas com sobrepeso. Se na posição ereta for difícil de ser localizada, basta realizar uma retroversão do

quadril. Os pesquisadores fundamentaram sua proposta de teste em somente uma referência de anatomia, que citava a intersecção das espinhas ilíacas pósterosuperiores como a posição do processo espinal da quinta vértebra da coluna lombar.

Esta indicação serviu de orientação para HALEY, TADA e CARMICHAEL (1986) e MORAN, HALL, BARR e ANSELL (1979) reproduzirem os testes de flexibilidade, mas segundo PALASTANGA, FIELD e SOAMES (2000) e HOPPENFELD (1997), as espinhas ilíacas pósterosuperiores se localizam em paralelo ao segundo osso do sacro.

MACRAE e WRIGHT (1969) descreveram a articulação lombossacra representada pela intersecção das espinhas ilíacas pósterosuperiores. Entretanto, não é comum a articulação lombossacra coincidir com a intersecção das espinhas ilíacas pósterosuperiores. Essas diferenças podem corresponder em até 2,5 centímetros acima das espinhas ilíacas pósterosuperiores, o que poderia causar bastante distorção nos resultados dos testes.

Nesse contexto, LARDRY, RAUPP e DAMAS (2003) também referenciaram a intersecção das espinhas ilíacas pósterosuperiores como alinhada à quinta vértebra da coluna lombar. Na quinta vértebra da coluna lombar, o processo espinal é mais largo. Isto elimina a anormalidade freqüentemente vista na articulação lombossacra, e a sacralização da quinta vértebra lombar ocorre somente entre 2 a 5%. Mais estudos precisam ser feitos para investigar se há um padrão no alinhamento entre a intersecção das espinhas ilíacas pósterosuperiores e o primeiro ou segundo osso sacro, porque se isto não ocorrer, fica evidente que não se justifica colocar essa marca óssea como um ponto de referência para administração de um teste de flexibilidade da coluna lombar.

NEWTON e WADELL (1991) certificaram com radiografia que pode haver erro de palpação de até quatro centímetros na espinha ilíaca pósterosuperior. E HYYTIAINEN et al. (1991) calcularam o coeficiente de correlação ($R= 0,88$) para fidedignidade e ($R= 0,87$) para objetividade em indivíduos adultos.

Numa amostra com 76 escolares, dos quais 38 apresentavam dor na coluna lombar e 38 foram considerados saudáveis, SALMINEN, MAKI, OKSANEN e PENTTI, (1992), ao utilizarem o teste de MACRAE e WRIGHT (1969) encontraram valores de flexibilidade de 8,1 centímetros nos escolares saudáveis e flexibilidade de

7,5 centímetros nos que manifestavam dor na coluna, contudo, não houve diferenças estatisticamente significantes entre os saudáveis e os não saudáveis.

Numa pesquisa de flexibilidade da coluna lombar mediante MACRAE e WRIGHT (1969) com uma amostra com 158 universitários de Hong Kong, sendo 62 homens e 96 mulheres entre as idades de 17 e 41 anos, HUI, YUEN, MORROW e JACKSON (1999) constataram valor médio de flexibilidade de 6,4 centímetros para mulheres e de 5,8 para os homens.

BATTI'E, BIGOS, SHEEHY e WORTLEY (1987), utilizando 2.350 homens e 670 mulheres entre as idades de 21 e 67 anos correlacionaram o teste de MACRAE e WRIGHT (1969) com a estatura e constataram um aumento médio de 0,6 centímetros na flexibilidade, com valor acima de um desvio padrão na estatura. Em relação à obesidade, para cada aumento de um desvio padrão, a flexibilidade aumentou em 0,4 centímetros. Nesse mesmo estudo, os pesquisadores evidenciaram que o teste de sentar e alcançar apresentou baixa correlação com o teste de flexibilidade de MACRAE e WRIGHT (1969) e concluíram que, provavelmente, este resultado tenha ocorrido pelo teste de sentar e alcançar não ser adequado para avaliar a coluna lombar.

Valores normais para o teste de flexibilidade de MACRAE e WRIGHT (1969), são dados de cinco a oito centímetros (EVANS, 2003). Para este teste, WADELL (1987) estimou que noventa e cinco por cento das pessoas sem sintomas apresentaram pelo menos cinco centímetros de flexibilidade na coluna lombar e este valor é mais alto em adultos jovens os valores abaixo de quatro centímetros são considerado críticos.

Com o propósito de verificar a flexibilidade da coluna lombar em 282 crianças entre cinco e nove anos de idade, valores de flexibilidade em flexão de tronco foram calculados com o teste de MACRAE e WRIGHT (1969). A fidedignidade foi estimada em ($R= 0,83$) e a objetividade em ($R= 0,85$), numa amostra com seis crianças mediante três avaliadores. A flexibilidade diminuiu com o aumento da idade, e na comparação de flexibilidade entre os sexos, as meninas foram mais flexíveis que os meninos em todas as idades (HALEY, TADA & CARMICHAEL, 1986).

MORAN et al. (1979) avaliaram a flexibilidade da coluna lombar de 390 crianças saudáveis, mediante teste de MACRAE e WRIGHT (1969). Nesta

investigação havia 176 meninas e 214 meninos entre 10 e 15 anos de idade. Um desvio padrão de 0,20 determinado em 6 dias consecutivos demonstrou boa estabilidade no teste. Erro para objetividade demonstrou coeficiente de variação de ($R= 9,0$) para flexão anterior do tronco. Os valores para flexão de tronco foram maiores para os meninos, mas não o suficiente para obter significância estatística.

FITZGERALD, WYNVEEN, RHEAULT e ROTHSCCHILD (1983) avaliaram a flexibilidade da coluna lombar na extensão e na flexão lateral de tronco com o goniômetro e também avaliaram a flexão de tronco com o teste de (SCHÖBER); para tal, foram analisados 172 indivíduos na amostra, abrangendo a idade de 20 a 80 anos. Participaram somente quatro mulheres. Os índices de flexibilidade foram dados em seis grupos separados a cada 10 anos de idade. Os resultados demonstraram que a flexibilidade diminuiu com a idade num intervalo de 20 anos. A objetividade foi determinada em 17 indivíduos com coeficiente de correlação de $R= 1,0$.

JACKSON e BAKER (1986), numa amostra de 100 meninas com idade média de 14,08 anos, estatura média 156,2 centímetros, examinaram três testes: 1. Para a flexibilidade da coluna lombar com a utilização do flexômetro de Leighton; 2. o teste de sentar e alcançar e, 3. o teste de (MACRAE & WRIGHT, 1969). O critério relacionado com a validação do teste de sentar e alcançar para mensuração da flexibilidade do quadril correlacionou-se de maneira moderada ($r= 0,64$), ao comparar com o flexômetro de Leighton. Todavia, foi baixa a correlação ($r= 0,28$), entre o teste de sentar e alcançar e o teste de flexibilidade proposto por MACRAE e WRIGHT (1969). Os pesquisadores concluíram que o teste de sentar e alcançar foi válido somente para testar a flexibilidade do quadril.

Num outro estudo, REYNOLDS (1975) considerou o teste de flexibilidade de MACRAE e WRIGHT (1969) impreciso e difícil. Apesar disso, evidenciou um elevado coeficiente de correlação de Pearson ($r= 0,87$) com o goniômetro.

ALARANTA, HURRI, HELIOVAARA, SOUKKA e HARJU (1994), num teste de flexibilidade delimitando a crista ilíaca à décima segunda vértebra da coluna torácica encontraram baixo coeficiente de correlação de Pearson ($r= 0,61$) com o teste de flexibilidade de MACRAE e WRIGHT (1969).

Uma outra adaptação do teste de SCHÖBER¹ foi elaborada por BURDETT, BROWN e FALL (1986) e constituiu em marcar a crista ilíaca pósterio-

superior e uma outra marca três centímetros abaixo, para medir a flexibilidade da coluna lombar. O resultado para objetividade foi $R= 0,72$ e a validade foi considerada moderada $r= 0,71$ relacionando com radiografia. Os pesquisadores comentaram que este teste não pode ser usado para flexibilidade da coluna lombar, mas sim, para verificar a alteração na curvatura da coluna entre dois pontos. Os proponentes deste teste não justificaram o motivo de se colocar três centímetros inferior à intersecção das espinhas ilíacas póstero-superiores.

É reconhecido também que na flexão do tronco os maiores aumentos de flexibilidade ocorrem da primeira vértebra da coluna lombar para quinta vértebra e o maior valor angular é da quinta vértebra da coluna lombar ao primeiro osso do sacro (JACKSON & MCMANUS, 1994).

De maneira similar, o teste de MACRAE e WRIGHT (1969) foi questionado em relação à sua utilidade clínica por MILLER, MAYER, COX e GATCHEL (1992), ao constatarem em 50 indivíduos que em 26% deles não era possível visualizar as espinhas ilíacas póstero-superiores (fossetas). Evidenciaram também que mesmo com a possibilidade de visualização das fossetas, havia falta de padronização para se registrar a marca zero da fita métrica pelo fato de que esta poderia ser colocada na borda inferior, na borda superior ou na borda medial da fosseta. Outro agravante surgia quando se registrava os cinco centímetros abaixo e os 10 centímetros acima da articulação lombossacra a marca algumas vezes incidia sobre a segunda ou terceira vértebra da coluna lombar, envolvendo em média 3,5 das vértebras enquanto o esperado seria englobar as cinco vértebras não representando assim o tamanho da coluna lombar. Como alternativa, indicaram o teste de ADRICHEM e KORST (1973) para avaliar a flexibilidade da coluna lombar.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Seleção da amostra

Para selecionar a amostra, contou-se com a colaboração dos professores do Curso de Educação Física e do Curso de Ciências do Esporte da Universidade

Estadual de Londrina, que permitiram, em horário de aula, informar aos acadêmicos os objetivos da pesquisa e solicitá-los a obter informações mais detalhadas dos testes de flexibilidade no Ginásio de Ginástica Olímpica do Centro de Educação Física e de Ciências do Esporte.

De um total de 830 alunos do Curso de Educação Física dos períodos noturno e matutino e de 130 alunos do Curso de Ciências do Esporte com período integral foram selecionados um total de 40 alunos pertencentes a ambos os cursos.

A amostra inicialmente compreendeu 20 homens e 20 mulheres entre 18 e 25 anos de idade, que consentiram em participar livremente da pesquisa podendo assim, interromper sua participação quando desejassem.

O número estipulado para amostra foi arbitrário, determinado pelo tempo despendido dos profissionais do hospital, pelas suas instalações e pelos custos das chapas radiográficas.

Solicitou-se o número do telefone dos interessados em participarem do estudo, para agendar os dias de coletas de dados, com objetivo de garantir o cumprimento do horário e facilitar o livre acesso às dependências do hospital Universitário, onde foi feito o controle das atividades físicas antes do início dos testes de flexibilidade.

4.2 Consentimento

Um termo de consentimento juntamente com o projeto de pesquisa foi enviado ao Conselho de Ética do Hospital Universitário da Universidade Estadual de Londrina, com finalidade de aprovação da pesquisa e solicitação dos préstimos de três funcionários e de 140 chapas radiográficas do hospital.

O projeto de pesquisa e o do termo de consentimento (ANEXO I) foram aprovados em 30 dias pelo Conselho de Ética do Hospital Universitário da Universidade Estadual de Londrina.

- 4.3 Materiais utilizados
- 120 Radiografias
 - 01 balança filizola com toesa
 - 01 fita adesiva
 - 02 réguas flexíveis (cardiomed)
 - 01 “buck”
 - 01 esquadro
 - 02 lápis dermográficos
 - 01 banco de madeira
 - 01 negatoscópio
 - 01 transferidor
 - 02 fitas métricas flexíveis de marca Mabbis

Inicialmente, um professor de Educação Física realizou as medidas de massa corporal e estatura e solicitou a data de nascimento de cada avaliado (ANEXO II). A massa corporal foi medida com uma balança filizola com precisão de 0,1 quilograma. A balança continha uma toesa para medir a estatura com precisão de 0,1 centímetros. O avaliado posicionou-se de costas para a balança, colocando um pé de cada vez no centro da plataforma, o teste foi feito somente uma vez, anotando o valor em seguida na ficha de avaliação. Foi considerado excesso de massa corporal (IMC) um índice de 29 kg/m^2 ou mais para as mulheres e um índice de 27 kg/m^2 ou mais para os homens.

4.4 Procedimentos para estimar o tamanho da coluna lombar

Com o propósito de verificar se o teste de flexibilidade da coluna lombar de ADRICHEM e KORST (1973), denominado neste estudo como Testeips, é válido para esta amostra e para se propor um teste de flexibilidade da coluna lombar, (Testprop), foi adotada a seguinte técnica para estimar o tamanho da coluna lombar foram selecionadas sessenta e nove, 34 de homens e 35 de mulheres, nas idades entre 18 e 25 anos de um total de 262 radiografias do arquivo de exames

radiológicos de Medicina Interna do Hospital Universitário de Londrina-PR e do Hospital das Clínicas da Universidade Estadual de Londrina.

Foram excluídas as radiografias que apresentavam imagens com pouca nitidez ou com anotações no prontuário sobre a presença de hérnia de disco; espondilolistese ou escoliose acentuada (acima de 10 graus).

Para fins de averiguação do tamanho da coluna lombar nas radiografias, utilizou-se de um negatoscópio, para boa visualização das marcas ósseas e colocou-se uma régua com a marca zero na parte superior do primeiro osso sacro, até a crista ilíaca (ANEXO III). Em seguida, foi colocada a marca zero da régua sobre a crista ilíaca e mediu-se a distância até a margem inferior da décima segunda vértebra da coluna torácica (ANEXO IV).

Outro procedimento de medição da coluna lombar sobre a radiografia teve por finalidade identificar se a distância utilizada no teste de flexibilidade proposto por ADRICHEM e KORST (1973) aproximava-se do tamanho da coluna lombar. Para isto, colocou-se a régua com a marca zero na margem superior da espinha ilíaca pósterio-superior, até 15 centímetros acima, sobre a coluna, e registrou-se em qual vértebra incidiu a marca de 15 centímetros (ANEXO V).

4.7 Coleta de dados

A coleta de dados foi feita em dois locais: os testes de flexibilidade foram realizados no Centro de Educação Física e Esportes da Universidade Estadual de Londrina e as radiografias foram coletadas no Hospital Universitário da mesma universidade. Os testes de flexibilidade da coluna lombar também foram realizados no Hospital Universitário imediatamente após a radiografia, com objetivo de sua validação concorrente.

Como a temperatura e o período do dia exercem influências na flexibilidade do tronco (RUSSELL, WELD, PEARCY, HOGG & UNSWORTH, 1992), sendo a flexibilidade menor no período da manhã com baixa temperatura (COX, 2002), optou-se somente por um período (tarde), para se medir a flexibilidade.

A coleta de dados foi feita na estação de outono, de três de novembro a cinco de dezembro de 2004. Todos os testes foram feitos entre 11h50 e 14h50, sendo que as radiografias e os testes de flexibilidade para verificação da validade foram realizados entre 14 horas e 14h50 horas e os testes de flexibilidade para verificação da fidedignidade e objetividade foram aplicados entre 11h50 e 15 horas.

A temperatura ambiente oscilou entre 26 graus e 32 graus centígrados, conforme o site www.tempoagora.com.br. Todos os testes de flexibilidade foram feitos sem aquecimento.

4.8 Exame Radiológico

Cada avaliado foi informado, com procedimento único, sobre as posições inicial e final do teste de flexibilidade e do exame radiográfico. A informação foi dada momentos antes da entrada na sala de raios-X e repetida no interior da sala, a fim de padronizar as radiografias e também evitar a exposição desnecessária à radiação.

Foram radiografados dois alunos por dia, durante cinco dias por semana, perfazendo um total de vinte dias para finalização dos exames. O principal motivo para se radiografar dois indivíduos por dia foi para não prejudicar as atividades rotineiras dos profissionais e pacientes.

Para o exame radiográfico, utilizou-se de um aparelho de fabricação Húngara, comando MED-50 (FIGURA 1) e ampola RS-2R "buck" - BA 42- (FIGURA 2). Todas as radiografias foram tomadas a uma distância de um metro e doze centímetros com um filme de raio-x de 14-17mm. Esta distância permite que o raio central focalizassem na coluna lombar. O pico de quilovoltagem, a miliamperagem e o tempo de exposição do avaliado foram padronizados para que todas as imagens tivessem boa densidade e contraste. Com isto, se garantiu distorção de apenas 0,2%, conforme verificado com a régua escanométrica, fixada ao lado e paralela o "buck", a qual contém uma linha vertical na parte central, com objetivo de posicionar bem o avaliado.



FIGURA 1- Aparelho radiográfico comando MED-50.



FIGURA 2- Ampola – RS-2R e “buck” para imagem radiográfica.

A dose de radiação, dada em Rad, ou Roentgen foi de 0,1 Rad, adequada às normas da Comissão Reguladora Nuclear.

Todos os exames radiológicos foram feitos pelo mesmo radiologista funcionário do Hospital Universitário de Londrina e com experiência de 21 anos na área.

Com o objetivo de evitar o excesso de radioatividade foi feita somente uma radiografia em cada posição corporal compreendendo três chapas por avaliado, uma no plano frontal, vista anterior (ANEXO VI), uma no plano sagital, vista lateral a direita (ANEXO VII) e uma em flexão de tronco (ANEXO VIII).

A primeira radiografia (plano frontal) foi tomada com o avaliado sem calçado, na posição ortostática, com o tronco encostado ao "buck", os olhos focalizando a horizontal e os antebraços cruzados ao tórax. Os pés foram afastados na largura dos ombros e os joelhos estendidos. Foram tomadas as distâncias das larguras dos pés afastados, para que tivessem as mesmas distâncias dos testes de flexibilidade, com obje



FIGURA 3 – Posição para radiografia no plano frontal.

No plano sagital, na segunda radiografia, o avaliado permaneceu na posição ortostática, sem calçado. O tronco ficou encostado ao "buck", os olhos focalizando a horizontal e antebraços cruzados ao tórax. Com os pés afastados na largura dos

ombros e os joelhos estendidos na mesma direção para que a linha do “buck” ficasse na direção da cabeça e da sínfise púbica. FIGURA 4.



FIGURA 4 – Posição para radiografia no plano sagital.

A terceira radiografia, no plano sagital (lado direito), foi tomada em flexão de tronco. Solicitou-se ao avaliado fixar firmemente os pés ao solo, cruzar os antebraços ao tórax, flexionar lentamente o tronco para frente como uma anteroversão do quadril, até perceber um desconforto muscular e/ou resistência à continuidade do movimento FIGURA 5.



FIGURA 5 – Posição para radiografia em flexão do tronco.

A linha do “buck” ficava na mesma direção do trocanter femoral e o avaliado deveria permanecer alinhado durante a flexão do tronco.

Todo o exame radiológico foi acompanhado pelo autor da pesquisa, para assegurar a padronização das posições corporais. As radiografias foram reveladas e etiquetadas alternadamente em cada posição corporal, possibilitando refazê-las, caso alguma não tivesse uma boa qualidade de imagem, visualizado no negatoscópio (FIGURA 6).



FIGURA 6 - Negatoscópio para aumentar a qualidade da imagem.

4.9 Testes de flexibilidade da coluna lombar

Teste de flexibilidade, Testprop – Com o avaliado na posição ortostática, com os pés afastados na largura do ombro, joelhos estendidos os olhos focalizando a horizontal e os antebraços cruzados ao tórax e o avaliador posicionado atrás dele. Três pontos de referência foram tomados: 1- localizou-se a crista ilíaca ântero-superior com as mãos, de maneira que os dedos indicadores incidissem na sua margem superior e os polegares pressionassem levemente a região medial posterior da crista ilíaca. Os polegares se posicionavam em linha com os dedos indicadores. O avaliador permaneceu numa distância confortável e manteve seus olhos ao nível da crista ilíaca. 2- marcou-se a pele com um lápis dermográfico a partir do bordo superior dos polegares sobre o processo espinal, colocou-se a marca zero da régua flexível (aderia-se à coluna) na crista ilíaca à distância de 5,7 centímetros para homens e de 6,2 centímetros para mulheres da distância calculada da crista ilíaca à base do primeiro osso do sacro e riscou-se a pele com o lápis dermográfico. Posteriormente, colocou a marca zero da régua flexível sobre a crista ilíaca à distância calculada, sendo 17,2 centímetros para homens e 16,8 centímetros para mulheres e riscou a pele com um lápis dermográfico. Em seguida, colocou-se uma

fita métrica de metal com o zero na marca superior do primeiro osso do sacro até as distâncias estimadas, e, 3- solicitou-se a flexão de tronco, com as seguintes recomendações: cruzar os braços ao tórax, fixar bem os pés ao solo, flexionar lentamente o tronco para frente, anterversão do quadril, até perceber um desconforto muscular e/ou resistência à continuidade do movimento. Com a fita métrica mantida na coluna, verificava-se a nova distância alcançada pelo alongamento (FIGURAS 7 e 8). As distâncias alcançadas foram subtraídas do tamanho estimado da coluna lombar para o sexo feminino e para o sexo masculino.



FIGURA 7- Localização das marcas ósseas para o teste de flexibilidade Testprop.



FIGURA 8 - Medida de flexibilidade em flexão de tronco.

Em seguida, aplicou-se o teste de flexibilidade proposto por ADRICHEM e KORST (1973). A pele foi limpa com álcool e nela foram feitas duas marcas, uma sobre a intersecção das espinhas ilíacas póstero-superiores, e uma outra, 15 centímetros acima, anotando o local com um lápis dermográfico. Solicitou-se novamente a flexão do tronco à frente, e anotou-se a distância alcançada pelo alongamento, subtraindo-se dos 15 centímetros. Uma diferença entre o teste de flexibilidade proposto por ADRICHEM e KORST (1973) e o teste de flexibilidade Testprop é que naquele, as mãos se direcionavam ao solo durante a flexão de tronco, e neste elas foram mantidas cruzada ao tórax conforme sugeriu GREENMAN (1996). Foram feitos três testes de flexibilidade com três tentativas cada e, nesta pesquisa, foram utilizadas as medianas entre os resultados (ANEXO IX e X).

4.10 Exclusão de indivíduos da amostra

Após os exames radiográficos terem sido analisados constatou-se que uma das mulheres apresentava uma escoliose lombar de 18 graus à direita. Dois homens apresentaram escoliose, sendo que um deles possuía uma espondilolistese de 1 grau na quinta vértebra da coluna lombar e primeira vértebra do osso sacro e escoliose de 14 graus. Um outro componente da amostra manifestava uma báscula lombar à direita de 17 mm e escoliose côncava à direita de 11 graus. Dessa forma, dois indivíduos do sexo masculino e 01 do sexo feminino foram excluídos do estudo, permanecendo a amostra com 19 mulheres e 18 homens.

Para verificação da objetividade foram utilizados somente 16 indivíduos da amostra de cada gênero decorrente da impossibilidade de um dos avaliadores estar presente no teste.

4.11 Determinação da fidedignidade e objetividade

Com objetivo de verificar se os testes de flexibilidade com medidas lineares (em centímetros) eram fidedignos e objetivos, eles foram repetidos num intervalo de dois dias.

O procedimento para teste e re-teste de flexibilidade foram os mesmos. O primeiro avaliador aplicou os três testes alternadamente com o segundo avaliador.

Em cada teste, se apagava a marca feita na pele com álcool. Duas fichas de anotações foram elaboradas com objetivo de evitar tendenciosidade na anotação e leitura das medidas. Os cálculos e os registros das medidas foram feitos separadamente, sem que um avaliador soubesse dos resultados de outro avaliador, para se calcular o erro intra e inter avaliadores.

Para realizar os testes de flexibilidade e verificar sua objetividade, solicitou-se a colaboração de uma aluna do curso de educação física e para cálculo angular na radiografia, a colaboração de um médico radiologista do Hospital Universitário - Londrina PR. Toda atenção foi despendida para que os procedimentos de pesquisa atendessem ao rigor necessário (evitando assim procedimentos diferentes durante os testes) e para o registro correto.

4.12 Medidas de flexibilidade na radiografia

Foi utilizado um negatoscópio com tamanho 40/50cm para visualizar com nitidez as marcas ósseas na radiografia. Utilizou-se também um transferidor de plástico (Acrimet), um compasso de plástico (Desetec) e um lápis dermográfico (cosmetique). As medidas angulares da coluna lombar foram tomadas de duas formas, mediante radiografia: no plano frontal, vista lateral e na flexão de tronco, logo após, subtraiu-se o resultado de ambas as medidas, determinando-se o ângulo da coluna lombar.

Medida angular da coluna lombar: ao visualizar a primeira vértebra do osso sacro na radiografia, um esquadro era colocado tangente a ela e riscava-se seu aspecto pósterio-superior. Em seguida, visualizava-se a margem pósterio-inferior da décima segunda vértebra torácica, colocava-se o esquadro tangente à sua margem e um risco era traçado sobre ela, até que as linhas se encontrassem, obtendo-se um ângulo da coluna lombar. Com um transferidor media-se o ângulo formado pelas tangentes. Depois de feita a primeira medida angular no plano frontal e outra em flexão de tronco em cada uma das radiografias elas eram apagadas com álcool, para que três dias após se calculasse novamente o ângulo de cada radiografia fosse calculado pelo mesmo avaliador. Os resultados das medidas de flexibilidade são apresentados no ANEXO XI.

4-13 Tratamento estatístico

O tratamento estatístico foi feito com o programa SPSS, 10.0 for Windows e o programa Statistic 9.0 foi utilizado para elaboração dos gráficos e tabelas. Inicialmente procurou-se verificar se os dados apresentavam distribuição normal mediante teste de Shapiro-Wilk, apropriado para amostras com número de pessoas inferior a 50 (SAFRIT & WOOD, 1989).

Com propósito de verificar os objetivos específicos da pesquisa, primeiramente utilizou-se a estatística descritiva calculando-se a mediana de cada uma das três medidas em cada teste de flexibilidade.

Em seguida, foi verificado se o teste de flexibilidade, Testprop (teste proposto para estudo) e o teste de flexibilidade Testeips proposto por ADRICHEM e KORST (1973) eram fidedignos e objetivos mediante análise de variância com medidas repetidas e coeficiente de correlação intraclasse com intervalo de confiança de 95%, conforme sugeriram MORROW e JACKSON (1993). Assim para fidedignidade, o primeiro dia de teste da flexibilidade foi comparado com o segundo dia do mesmo avaliador, testes feitos pelo autor da pesquisa e, para objetividade, os testes de flexibilidade do primeiro avaliador foram comparados com os testes de flexibilidade do segundo avaliador.

O coeficiente de variação foi calculado para estabelecer erro intra-avaliador nos testes de flexibilidade.

Um nível de probabilidade ($p < 0,05$) foi selecionado para significância estatística. O coeficiente de correlação intraclasse foi determinado em 0,80 ou acima para fidedignidade, objetividade e validade.

Para responder ao principal objetivo do estudo, validade de dois testes de flexibilidade, foi empregado o coeficiente de correlação de Pearson.

Empregou-se também o teste t de Student ($p < 0,05$), com o intuito de verificar se havia diferenças entre os testes de flexibilidade Testeips e Testprop para o mesmo sexo. Verificou-se, ainda com o teste t de Student ($p < 0,05$), se havia diferenças estatísticas significantes entre o sexo feminino e o masculino no teste de flexibilidade Testprop e no teste de flexibilidade Testeips.

Finalmente, os testes de flexibilidade Testprop e Testeips foram relacionados com a estatura.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

A TABELA 1 mostra os valores de médias, desvios padrão e coeficientes de variação para massa corporal, estatura e idade.

TABELA 1 – Médias e Desvios Padrão da Massa Corporal (kg) e Estatura (cm) dos indivíduos da amostra.

Resultados	Massa corporal (kg)		Estatura (cm)		Idade (anos)	
	Fem.	Masc.	Fem.	Masc.	Fem.	Masc.
Médias	58,0	73,8	165	177	23,2	22,3
Desvios padrão	8,7	8,7	0,06	0,06	1,3	1,4
Coeficientes de Variação (%)	15,1	11,8	3,6	3,3	5,8	6,3

Observa-se na TABELA 1 que a amostra apresentou resultados muito próximos quanto à idade em relação ao sexo masculino e o feminino. O sexo masculino apresentou maior estatura ($p < 0,5$) em relação ao sexo feminino. E, para o sexo feminino, houve maior variação na massa corporal ($p < 0,5$) comparada com o masculino.

5.1 Resultados: fidedignidade do teste de flexibilidade proposto para estudo.

As TABELAS 2 e 3 apresentam, separadamente para o sexo feminino e masculino, os dados descritivos do teste e re-teste de flexibilidade Testprop, feitos num intervalo de dois dias.

Coeficientes de correlação intraclasses (R) para o teste e re-teste foram elevados tanto no sexo feminino ($R = 0,89$) como no sexo masculino, ($R = 0,85$).

A estimativa do intervalo de confiança fornece a amplitude dos valores para incluir uma probabilidade específica do valor real da fidedignidade (MORROW & JACKSON, 1993). Dessa forma, o tamanho da amostra pode diminuir

substancialmente o limite inferior do intervalo de confiança, aumentando a amplitude do intervalo. No teste de flexibilidade Testprop, o intervalo de confiança apresentou um limite inferior de 0,60 para o sexo masculino.

TABELA 2 - Médias e Desvios Padrão (DP) em cm, Coeficientes de Variação (CV), Correlação Intraclasse (R) com Intervalo de Confiança 95% (IC), do teste de flexibilidade Testprop aplicados pelo mesmo avaliador em participantes do sexo feminino.

Avaliador \ Sexo	Testprop – 1º dia			Testprop - 2º dia			Correlação Intraclasse	
	Média	DP	CV	Média	DP	CV	R	IC
Feminino	7,7	1,2	16,2%	7,8	1,3	16,7%	0,89	0,72 – 0,96

N=19, p>0,05

TABELA 3 – Médias e Desvios Padrão (DP) em cm, Coeficientes de Variação (CV), Correlação Intraclasse (R) com Intervalo de Confiança 95% (IC), do teste de flexibilidade Testprop aplicados pelo mesmo avaliador em participantes do sexo masculino.

Avaliador \ Sexo	Testprop – 1º dia			Testprop - 2º dia			Correlação Intraclasse	
	Média	DP	CV	Média	DP	CV	R	IC
Masculino	8,0	0,9	10,6%	8,0	0,9	10,6%	0,85	0,60 - 0,94

N=18, p>0,05

5.2 Resultados: Fidedignidade do teste de flexibilidade de Adrichem e Korst

As TABELAS 4 e 5 mostram os resultados dos testes e re-testes de flexibilidade Testeips, separadamente para o sexo feminino e masculino, realizados num intervalo de dois dias.

Quanto ao testes de flexibilidade Testeips realizados para ambos os sexos, o coeficiente de correlação intraclasse foi elevado tanto para o sexo feminino ($R= 0,85$) quanto para o sexo masculino ($R= 0,86$).

TABELA 4 – Médias e Desvios Padrão (DP) em cm, Coeficientes de Variação (CV), Correlação Intraclasse (R) com Intervalo de Confiança 95% (IC), do teste de flexibilidade Testeips aplicados pelo mesmo avaliador em participantes do sexo feminino.

Avaliador Sexo	Testeips - 1º dia			Testeips - 2º Dia			Correlação Intraclasse	
	Média	DP	CV	Média	DP	CV	R	IC
Feminino	6,8	0,8	11,8%	6,2	0,8	12,9%	0,85	0,64 - 0,95
N=19, $p > 0,05$								

TABELA 5 – Médias e Desvios Padrão (DP) em cm, Coeficientes de Variação (CV), Correlação Intraclasse (R) com Intervalo de Confiança 95% (IC), do teste de flexibilidade Testeips aplicados pelo mesmo avaliador em participantes do sexo masculino.

Avaliador Sexo	Testeips - 1º dia			Testeips - 2º Dia			Correlação Intraclasse	
	Média	DP	CV	Média	DP	CV	R	IC
Masculino	6,2	0,8	12,6%	6,2	0,7	11,4%	0,86	0,62 - 0,95
N=18, $p > 0,05$								

5.3 Resultados: Objetividade do teste de flexibilidade proposto para estudo

O teste de flexibilidade Testprop, realizado para verificar a objetividade, ao ser relacionado entre dois avaliadores para o sexo feminino e masculino apresentados nas TABELAS 6 e 7, permitem mostrar coeficientes de correlação

intraclasse moderados $R= 0,73$ para o sexo feminino e elevado para o sexo masculino $R= 0,96$. Observa-se também que o intervalo de confiança para o sexo feminino apresentou amplitude considerável, entre 0,68 a 0,90. Possivelmente, esta amplitude no intervalo de confiança tenha ocorrido em razão da amostra ser pequena e de o coeficiente de correlação intraclasse ser moderado.

O teste de flexibilidade Testprop para objetividade mostrou intervalo de confiança elevado, entre 0,88 e 0,99 para o sexo masculino.

TABELA 6 – Médias e Desvios Padrão (DP) em cm, Coeficientes de Variação (CV), Correlação Intraclasse (R) com Intervalo de Confiança 95% (IC), do teste de flexibilidade Testprop aplicados por dois avaliadores em participantes do sexo feminino.

Sexo \ Avaliadores	Testprop - 1º Aval.			Testprop - 2º Aval.			Correlação Intraclasse	
	Média	DP	CV	Média	DP	CV	R	IC
Feminino	7,8	1,2	16,7%	8,0	0,8	10,9%	0,73	0,68 – 0,90
N=16, $p>0,05$								

TABELA 7 – Médias e Desvios Padrão (DP) em cm, Coeficientes de Variação (CV), Correlação Intraclasse (R) com Intervalo de Confiança 95% (IC), do teste de flexibilidade Testprop aplicados por dois avaliadores em participantes do sexo masculino.

Sexo \ Avaliadores	Testprop - 1º Aval.			Testprop - 2º Aval.			Correlação Intraclasse	
	Média	DP	CV	Média	DP	CV	R	IC
Masculino	8,0	0,8	11,0%	8,1	0,9	11,0%	0,96	0,88 – 0,99
N=16, $p>0,05$								

5.4 Resultados: Objetividade do teste de flexibilidade de Adrichem e Korst

As TABELAS 8 e 9 apresentam os coeficientes de correlação intraclasse do teste de flexibilidade Testeips para o sexo feminino e masculino com objetivo de averiguação da objetividade.

No sexo feminino, o coeficiente de correlação intraclasse foi moderado ($R= 0,62$) e o intervalo de confiança mostrou-se muito amplo, com o menor limite inferior 0,48, dentre todos os intervalos encontrados. Para o sexo masculino o coeficiente de correlação intraclasse foi elevado ($R= 0,91$) com limite inferior moderado (0,70).

TABELA 8 – Médias e Desvios Padrão (DP) em cm, Coeficientes de Variação (CV), Correlação Intraclasse (R) com Intervalo de Confiança 95% (IC), do teste de flexibilidade Testeips aplicados por dois avaliadores em participantes do sexo feminino.

Sexo	Avaliadores	Testeips - 1º Aval.			Testeips - 2º Aval.			Correlação Intraclasse	
		Média	DP	CV	Média	DP	CV	R	IC
Feminino		6,2	1,2	12,6%	6,5	0,8	14,7%	0,62	0,48 – 0,87
N=16, p>0,05									

TABELA 9 – Médias e Desvios Padrão (DP) em cm, Coeficientes de Variação (CV), Correlação Intraclasse (R) com Intervalo de Confiança 95% (IC), do teste de flexibilidade Testeips aplicados por dois avaliadores em participantes do sexo masculino.

Sexo	Avaliadores	Testeips - 1º Aval.			Testeips - 2º Aval.			Correlação Intraclasse	
		Média	DP	CV	Média	DP	CV	R	IC
Masculino		6,2	0,7	11,4%	6,6	0,7	13,3%	0,91	070 – 097
N=16, P>0,05									

5.5 Discussão: fidedignidade e objetividade dos testes de flexibilidade

Um erro sistemático geralmente afeta mais a validade e um erro randômico afeta predominantemente a fidedignidade (RIKLI, 2000). O erro sistemático ocorre em uma direção, positiva ou negativa e o erro randômico é aleatório em magnitude e direção quando um número de indivíduos está sendo testado ou quando se testa inúmeras vezes o mesmo indivíduo (SAMPEDRO, 1988). É preciso muito esforço para identificar a origem do erro, se está relacionado ao instrumento e/ou a habilidade do avaliador, porque diferenças individuais certamente estarão presentes e é preciso propor estratégias para minimizá-las e aumentar a precisão das medidas.

Há poucas investigações sobre o teste de flexibilidade de ADRICHEM e KORST (1973), referido nesta pesquisa como Testeips. Não foi possível localizar em nosso país pesquisa publicada sobre o teste de flexibilidade proposto por ADRICHEM e KORST (1973) e o teste de MACRAE e WRIGHT (1969).

O teste de flexibilidade de ADRICHEM e KORST (1973) foi considerado fidedigno por eles próprios mas, antes de substituir um teste por este, faz-se necessário estudo de validação concorrente relacionando com um teste critério.

Fundamentalmente, com intuito de reforçar e ampliar a discussão sobre testes de flexibilidade da coluna lombar que solicitem de identificação de marcas ósseas, incluiu-se também na discussão o teste de MACRAE e WRIGHT (1969), bem utilizado em pacientes com disfunções na coluna lombar. Vale ressaltar que não houve intenção de comparar os resultados de flexibilidade deste estudo com os de MACRAE e WRIGHT (1969). Entretanto, o interesse em discutir este teste se justifica pela sua característica de apresentar uma distância de cinco centímetros abaixo da intersecção das espinhas ilíacas póstero-superiores e 10 centímetros acima, sobre a coluna, o qual é similar ao teste de flexibilidade de ADRICHEM e KORST (1973), que propõem uma medida sobre a coluna lombar de 15 centímetros como representativa de seu tamanho. Além disso, ambos os testes de flexibilidade solicitam a

identificação e palpação da marca óssea, um aspecto necessário para fidedignidade, objetividade e validade.

A fidedignidade depende mais da variação entre os indivíduos do que do tamanho da amostra. Maior índice de fidedignidade é sugerido quando importante decisão individual é requerida (MORROW & JACKSON, 1993).

Com objetivo de verificar a fidedignidade do teste de flexibilidade de ADRICHEM e KORST (1973) os pesquisadores WILLIAMS et al. (1993), ao utilizarem uma amostra de adultos jovens com dor na coluna lombar, registraram coeficiente de correlação de Pearson ($r= 0,89$). Conforme observado, este procedimento estatístico foi aplicado com relação bivariada em vez de se averiguarem as variações dos resultados utilizando-se de coeficiente de correlação intraclasse todavia foi considerado fidedigno.

Com similar magnitude, na presente pesquisa, o coeficiente de correlação intraclasse para teste e re-teste de flexibilidade Testeips foi elevado para o sexo feminino ($R= 0,85$) e elevado para o sexo masculino ($R= 0,86$), podendo ser considerados fidedignos.

No que diz respeito ao teste de flexibilidade proposto para este estudo, Testprop, o coeficiente de correlação intraclasse foi elevado para o sexo feminino ($R= 0,89$) e ligeiramente menor, mas elevado para o sexo masculino ($R= 0,85$), sendo ambos considerados fidedignos.

Para o teste de flexibilidade de MACRAE e WRIGHT (1969) aplicado em 27 indivíduos BURDETT, BROWN & FALL, (1986) encontraram coeficiente de correlação intraclasse moderado ($R= 0,71$).

HYTTIAINEN et al. (1991), ao pesquisarem 30 homens entre 35 e 44 anos, utilizando o teste de MACRAE e WRIGHT (1969) encontraram coeficiente de correlação intraclasse para fidedignidade ($R= 0,88$) bem próximo dos valores desta investigação para o teste de flexibilidade Testprop ($R= 0,89$) e ($R= 0,85$) para o sexo feminino e masculino, respectivamente e aproximado do teste de flexibilidade Testeips, ($R= 0,85$) e ($R= 0,86$) para o sexo feminino e masculino, respectivamente.

Outro estudo investigando o teste de flexibilidade elaborado por MACRAE e WRIGHT (1969) registrou coeficiente de correlação intraclasse moderado para

objetividade ($R= 0,59$), entre dois observadores em 10 indivíduos do sexo masculino (REYNOLDS, 1975).

Teste e re-teste de flexibilidade aplicados em dias diferentes podem sofrer influências externas ou internas maiores que aqueles aplicados num menor intervalo de tempo. Contudo, embora tenha havido preocupação em realizar os testes de flexibilidade num mesmo período do dia (vespertino), e com variação de 26 a 32 graus centígrados da temperatura ambiente entre os testes e re-testes, não foi possível controlar de forma individualizada a percepção de desconforto muscular na amplitude final do movimento de flexão do tronco. Entretanto, se tivessem ocorrido variações entre os testes e re-testes elas poderiam ter provocado diferenças estatísticas significantes na flexibilidade. No entanto, em razão da elevada concordância intra e inter avaliadores, é possível concluir que houve estabilidade na aplicabilidade do teste para fidedignidade e objetividade.

O coeficiente de correlação intraclasse foi moderado para objetividade, no teste de flexibilidade Testeips, no sexo feminino ($R= 0,62$), e elevado para o sexo masculino ($R= 0,91$). Ao se verificar a objetividade dos testes de flexibilidade Testprop, os dados permitem mostrar coeficiente de correlação moderado para o sexo feminino ($R= 0,73$) e elevado para o sexo masculino ($R= 0,96$), possibilitando considerá-los objetivos. Uma explicação plausível para moderado coeficiente de correlação intraclasse para objetividade no teste de flexibilidade testprop é a dificuldade de palpar a quinta vértebra da coluna lombar e a espinha íliaca pósterosuperior para o teste de flexibilidade testeips na presença de maior quantidade de massa gorda.

É necessário observar que os dados mostram estabilidade nos testes de flexibilidade Testeips e Testprop ao longo de dois dias, com coeficientes de correlação elevados, podendo assim ser estabelecidos como fidedignos e objetivos.

É de se esperar que a fidedignidade apresente maior concordância que a objetividade (KILGOUR, McNAIR & STOTT, 2002), e que baixo coeficiente de correlação para objetividade reduza a fidedignidade e validade (BAUMGARTNER & JACKSON, 1995). Nesta pesquisa, a fidedignidade foi maior que a objetividade para os testes de flexibilidade Testeips e testprop em particular para o sexo feminino.

Deve-se notar que a necessidade de se localizar e registrar as marcas ósseas não impediu de se obter fidedignidade e objetividade na flexibilidade da coluna lombar. Para isto, os avaliados precisaram se posicionar correta e uniformemente ao estar em pé e durante a flexão de tronco.

Complementam SALISBURY e PORTER (1986) que, para os testes de flexibilidade da coluna lombar serem fidedignos, dependem inicialmente de precisão na identificação das marcas ósseas da coluna e quadril. Estes pesquisadores compararam cinco testes de flexibilidade, incluindo o teste de MACRAE e WRIGHT (1969) em 17 indivíduos entre 20 e 35 anos de idade e encontraram somente três por cento de erro na palpação óssea. Assim, excluíram a possibilidade de erro na localização das marcas ósseas como sendo comprometedora nos resultados do teste.

Em confronto com outros estudos, HAIRE e GIBBONS (2000) evidenciaram que o procedimento de palpação na espinha ilíaca pósterio-superior foi moderado para fidedignidade ($R= 0,58$) e muito baixo para objetividade ($R= 0,48$).

Dentre os vários fatores que podem ter influenciado os resultados dos testes de flexibilidade Testprop e Testeips estão as características físicas dos indivíduos. Conquanto nesse estudo a amostra apresentou uma massa corporal relativamente próxima e não elevada. Quando havia maior quantidade de tecido (gordo) era mais visível às fossetas ósseas, tornando-se mais fácil de palpação, porém mais difícil de se riscar com o lápis e quanto maior massa muscular (magra), era mais difícil à palpação, contudo mais fácil de registrar com o lápis as marcas ósseas e, conseqüentemente, pode ter sido uma das justificativas comprometendo a validade do teste.

A dificuldade de palpação com maior quantidade de massa magra foi atestada por BURDETT, BROWN e FALL (1986) e WILLIAMS et al. (1993). No caso do presente estudo, como foi sugerido palpar a parte superior da espinha ilíaca pósterio-superior, foi difícil registrar a marca com o lápis ao aprofundar o dedo no tecido.

Já para o teste de flexibilidade Testprop, a maior quantidade de massa muscular dificultou a palpação da quinta vértebra da coluna lombar.

LOVELL, ROTHSTEIN e PERSONIUS (1989), com intuito de determinar a fidedignidade da medida do ângulo da lordose da coluna lombar com uma régua flexível, investigaram indivíduos jovens saudáveis e indivíduos com distúrbios na coluna lombar. Notaram que o erro no tamanho da coluna lombar em um milímetro afetou o teste de flexibilidade em 10 graus. Esta pequena diferença de tamanho da coluna lombar para um erro tão exorbitante, se confirmada, pode comprometer a validade do teste, tornando qualquer medida pré-estabelecida não válida para representar a flexibilidade da coluna lombar. Uma pequena imprecisão à palpação invalida a medida de flexibilidade, precisando, assim, que o avaliador seja muito experiente em testes de flexibilidade que solicitem a identificação das marcas ósseas. Se, no caso, for preciso que o avaliador tenha muita experiência para se aplicar o teste, torna-se difícil de se conseguir fidedignidade e objetividade para se fazer estudos populacionais.

No teste de flexibilidade Testprop, exigiu-se somente a localização e palpação da quinta vértebra da coluna lombar e no teste de flexibilidade Testeips localizavam-se as margens superiores das espinhas ilíacas póstero-superiores. Em razão disto, parece razoável assumir pelos coeficientes de correlação alcançados que houve boa identificação e registro nas marcas ósseas.

Porém, o coeficiente de correlação intraclasse foi menor para as mulheres na objetividade no teste de flexibilidade Testeips. Isto pode ter ocorrido pelo erro de palpação e/ou do registro da marca óssea, ao localizar a intersecção da região superior das espinhas ilíacas póstero-superiores, mais notórias nas mulheres. Ressalta-se também que o número amostral era ligeiramente menor para verificação da objetividade comparado com o da fidedignidade.

Alguns estudos de flexibilidade da coluna lombar reivindicaram coeficiente de variação para fidedignidade. O coeficiente de variação é freqüentemente descrito como a quantidade de variação numa amostra. Ele reflete toda variação de um teste desconsiderando a origem do erro.

Coeficiente de variação é a variabilidade dos testes repetidos em relação ao valor médio da amostra (MERRIT, MCLEAN, ERICKSON & OFFORD, 1986). Quanto maior a variação, maior o erro de teste. Os mesmos autores usaram o coeficiente de variação para verificar a fidedignidade e a objetividade no teste de

flexibilidade de MACRAE e WRIGHT (1969) em 50 adultos jovens saudáveis, 25 homens e 25 mulheres. Os testes de flexibilidade foram considerados fidedignos e objetivos com coeficiente de variação de 4,9% para fidedignidade e de 6,6% para objetividade.

Na presente pesquisa, os resultados dos coeficientes de variação foram relativamente maiores para o teste de flexibilidade Testprop para o sexo feminino (16,7%) do que para o sexo masculino (11%). Para o teste de flexibilidade Testeips, os resultados para os coeficientes de variação foram 12,6% para o sexo masculino e feminino. Esta diferença no coeficiente de variação é difícil de ser explicada porque não houve variações importantes de flexibilidade entre o sexo masculino e feminino, além do que, a palpação foi feita somente na quinta vértebra da coluna lombar.

Coeficientes de variação bem maiores foram encontrados no teste original de SCHOBBER (1937), 19,5%, e, para o teste de MACRAE e WRIGHT (1969) 11,6%, sendo que neste último mediram a flexibilidade dos mesmos indivíduos dez vezes em diferentes ocasiões (REYNOLDS, 1975). Outro estudo com finalidade de verificar a fidedignidade, realizado por GILL et al. (1987), contou com uma amostra com 10 indivíduos, cinco homens e cinco mulheres. O coeficiente de variação foi baixo, 0,9% para o teste de flexibilidade de MACRAE e WRIGHT (1969), considerando o teste altamente fidedigno. Contudo, ao proporem o teste de flexibilidade, ADRICHEM e KORST (1973) não se utilizaram do coeficiente de variação para verificarem a fidedignidade.

5.6 Resultados: comparação de dois testes de flexibilidade da coluna lombar

Na TABELA 10, os resultados mostram diferenças estatisticamente $p < 0,05$ mediante teste t de Student em todos os testes para amostras independentes.

TABELA 10 – Médias e Desvios Padrão em cm (DP) Coeficientes de Variação (CV), Graus de Liberdade e resultados do teste t de Student para os testes de flexibilidade (cm) Testprop e Testeips, para o sexo feminino e masculino.

Sexo	Testprop 1º dia			Testeips 1º Dia			gl	Teste t
	Média	DP	CV	Média	DP	CV		
Feminino	7,7	1,2	16,3%	6,8	0,8	12,6%	18	2,4 *
Masculino	8,0	0,8	10,8%	6,2	0,7	12,6%	17	3,6 **
Sexo	Testprop 2º dia			Testeips 2º dia			Gl	Teste t
	Média	DP	CV	Média	DP	CV		
Feminino	7,8	1,2	16,2%	6,2	0,8	12,5%	18	8,0 **
Masculino	8,0	0,8	11,0%	6,2	0,7	11,3%	17	9,2 **
Sexo	Testprop 2º Avaliador			Testeips 2º Avaliador			Gl	Teste t
	Média	DP	CV	Média	DP	CV		
Feminino	8,0	0,8	12,6%	6,5	0,8	14,7%	15	9,7 **
Masculino	8,1	0,9	11,4%	6,6	0,7	13,3%	14	10,4 **

* $p < 0,05$

** $p < 0,01$

5.7 Discussão: comparação de dois testes de flexibilidade da coluna lombar

A quantidade de testes de flexibilidade usados para medir a flexibilidade da coluna lombar reflete a dificuldade de se validar testes para esta importante região corporal.

HUI et al. (1999), ao estudarem a flexibilidade da coluna lombar utilizando o teste descrito por MACRAE e WRIGHT (1969), numa amostra com 158 universitários de Hong Kong, com 62 homens e 96 mulheres entre as idades de 17 e 41 anos, encontraram flexibilidade média de 6,4 centímetros para mulheres e de 5,8 para os homens.

No que diz respeito aos resultados dos testes de flexibilidade da coluna lombar com uma amostra de 763 homens e 126 mulheres com idade entre 20 e 29 anos, BATTI'E et al. (1987) encontraram flexibilidade de 7,2 centímetros para os homens e de 6,4 centímetros para as mulheres para o teste de flexibilidade de MACRAE e WRIGHT (1969).

MINKLER e PATTERSON (1994) evidenciaram para o teste de MACRAE e WRIGHT (1969) flexibilidade de 6,3 centímetros e desvio padrão de 1,1 em 48 homens com média de idade 24,3 anos e flexibilidade de 5,8 centímetros, desvio padrão de 1,2 em 51 mulheres com idade média de 21,4 anos.

Infelizmente, não foi possível encontrar na literatura dados normativos sobre flexibilidade da coluna lombar, testada linearmente (em centímetros), com exigências de marcas ósseas. Além disso, falta padronização clínica para os testes aplicados (KILGOUR, McNAIR & STOTT, 2002).

Resultados para o teste de flexibilidade de ADRICHEM e KORST (1973) e de MACRAE e WRIGHT (1969) variam de cinco a oito centímetros (EVANS, 2003). Segundo WADELL (1987), noventa e cinco por cento de pessoas consideradas saudáveis apresentam pelo menos cinco centímetros de flexibilidade pelo teste de MACRAE e WRIGHT (1969). Este resultado é mais alto em adultos jovens e resultados abaixo de quatro centímetros são considerados críticos. WILLIAMS et al. (1993) encontraram, com o teste de ADRICHEM e KORST (1973), resultados de flexibilidade de 3,5 centímetros e máximo de 9,5 centímetros em adultos jovens com dor na coluna lombar.

Nesta pesquisa, para o teste de flexibilidade Testprop, o menor resultado foi 5,3 centímetros para o sexo feminino e 5,1 centímetros para o sexo masculino, para o teste de flexibilidade Testeips os menores resultados foram de 5,3 e 4,0 centímetros para o sexo feminino e masculino, respectivamente.

Quanto aos resultados mais elevados, os do teste de flexibilidade Testprop foram de 10,3 e 9,1 centímetros para o sexo feminino e masculino respectivamente e, para o teste de flexibilidade Testeips, os maiores resultados foram de 9,3 e 9,1 centímetros para o sexo feminino e masculino, respectivamente. Provavelmente pela característica da amostra, sendo alguns alunos do curso de esportes, é possível que

tenham praticados alguns esportes e por isso apresentados valores de flexibilidade diferentes quando comparados com os da população jovem em geral.

5.8 Resultados: comparação de flexibilidade entre o sexo masculino e o feminino

Com objetivo de verificar se havia diferenças estatísticas significantes para os testes de flexibilidade Testeips e Testprop entre o sexo feminino e masculino, utilizou-se do teste t de Student.

A TABELA 11 permite visualizar os dados calculados pelo teste t de Student para amostras independentes. Para o teste de flexibilidade Testprop, os resultados de flexibilidade foram ligeiramente maiores para o sexo masculino comparado com o feminino, mas não foi suficiente para caracterizar diferenças estatísticas significantes.

Os resultados do teste de flexibilidade Testeips foram maiores para o sexo feminino que para o masculino. Houve diferenças significantes ($p < 0,05$) no teste de flexibilidade Testprop comparado com o teste de flexibilidade Testeips.

TABELA 11 – Médias e Desvios Padrão (DP) em cm, Coeficientes de Variação (CV), Graus de Liberdade e resultados do Teste t de Student para os testes de flexibilidade Testprop e Testeips aplicados no 1º e no 2º dia pelo mesmo avaliador e por um 2º avaliador, comparando o sexo feminino e o sexo masculino.

Medidas	Feminino			Masculino			gl	Teste t
	Média	DP	CV	Média	DP	CV		
Testprop 1º dia	7,7	1,2	16,3%	8,0	0,8	10,8%	35	0,96
Testprop 2º dia	7,8	1,2	16,2%	8,0	0,8	11,0%	35	- 0,66
Testprop 2º Aval.	8,0	0,8	10,9%	8,1	0,9	11,4%	35	- 0,68
Testeips 1º dia	6,8	0,8	12,6%	6,2	0,7	12,6%	35	2,36*
Testeips 2º dia	6,2	0,8	12,5%	6,2	0,7	11,3%	35	1,33
Testeips 2º Aval.	6,5	0,8	14,7%	6,6	0,8	13,3%	35	0,31

* $p < 0,05$

5.9 Discussão: comparação de flexibilidade entre o sexo masculino e o feminino

Alguns pesquisadores têm verificado diferenças de flexibilidade da coluna lombar entre os sexos. O índice de flexibilidade da coluna lombar testada linearmente com identificação de marcas ósseas foi maior para o sexo masculino em relação ao sexo feminino em diversas faixas etárias (MOLL & WRIGHT, 1971).

Nota-se que MOLL & WRIGHT (1971) utilizaram uma amostra de 237 pacientes com artrite, mas sem comprometimento acentuado, com idade aproximada de 75 anos. Constataram com radiografia que a flexão de tronco aumentou dos 15 para 24 anos e diminuiu em 52% para os homens e 44% para as mulheres com o aumento da idade. Os homens apresentaram maior flexibilidade na flexão do tronco 7,2 centímetros entre as idades de 25 a 34 anos comparado com as mulheres 6,7 centímetros na flexão de tronco. PATTERSON, WIKSTEIN, RAY, FLANDERS e SANPHY (1996) certificaram maior flexibilidade pelo teste de MACRAE e WRIGHT (1969) para o sexo masculino, correspondendo 6,8 centímetros, desvio padrão de 1,3 e para o sexo feminino, 6,5 centímetros e desvio padrão de 1,1 entre 11 e 15 anos de idade em vários grupos étnicos

Índices de flexibilidade bem menores foram observados mediante teste de MACRAE e WRIGHT (1969) 4,5 centímetros para homens com média de idade de 67,7 anos e 4,3 centímetros para mulheres com média de idade de 65,6 anos (LEMMINK et al., 2003).

Nesta pesquisa, os resultados do teste de flexibilidade Testprop para o sexo feminino e masculino foram de 7,7 centímetros e 8,0 centímetros, respectivamente. Estes resultados são aproximados aos encontrados por BATTI'E et al. (1987) em ambos os testes, o sexo masculino apresentou-se como mais flexível que o sexo feminino. Mas é preciso cautela em razão de a amostra ser de jovens aparentemente bem ativos. Contrariamente, o teste de flexibilidade Testeips foi maior para o sexo feminino comparado com o masculino, 6,8 centímetros e de 6,1 centímetros, respectivamente. Quando comparados os testes de flexibilidade Testeips com Testprop para o mesmo sexo, este último manifestou maior resultado para o sexo masculino que o teste de flexibilidade Testeips e a flexibilidade Testeips

apresentou maior resultado no sexo feminino que o teste de flexibilidade Testprop. Uma possível justificativa se constitui no fato de a medida de flexibilidade Testprop aproximar-se mais do tamanho da coluna lombar em relação ao teste de flexibilidade Testeips.

Em razão da especificidade da flexibilidade por grupo musculoesquelético, torna-se inviável comparar a presente pesquisa com outras mais frequentes na literatura, a exemplo do teste de sentar e alcançar, no qual é comum que a mulher manifeste maior flexibilidade que os homens (JACKSON & BAKER, 1986).

5.10 Resultados: testes de flexibilidade com radiografia

A TABELA 12 mostra os dados de flexibilidade da coluna lombar mediante radiografia (graus). A flexibilidade da coluna lombar foi determinada pela diferença dos graus na curvatura lombar (concavidade) no estar em pé e com a flexão de tronco, calculados a partir da parte pósterio-superior do primeiro osso do sacro ao platô inferior da décima segunda vértebra da coluna lombar, constatada na radiografia, considerada como variável critério.

TABELA 12 - Médias, Desvios padrão e Medianas em graus, Tamanho da amostra, Teste t de Student, para comparação de duas medidas de flexibilidade feitas com radiografia para os sexos feminino e masculino.

Sexo	Feminino		Masculino	
	Medida 1	Medida 2	Medida 1	Medida 2
Estatística				
Média (graus)	63,3	63,1	65,4	65,0
Desvio padrão	12,8	12,6	12,6	12,6
Mediana	66,0	66,0	63,5	63,0
Graus de liberdade	18		17	
Teste t	-0,46 ns		-0,40 ns	

A radiografia é considerada um instrumento válido para se medir a flexibilidade CHEN (1999) no entanto pela dificuldade de realização, empenhos têm sido empregados para se conseguir testes indiretos e válidos para se medir a flexibilidade da coluna lombar.

POLLY et al. (1996), ao examinarem 60 radiografias para verificarem fidedignidade da medida do ângulo da coluna lombar da décima segunda vértebra torácica ao primeiro osso do sacro, mostraram coeficiente de correlação intraclasse de $R= 0,91$, sendo erros de 10 graus comuns em 92% dos testes.

Também com radiografia, SAUR, ENSINK, FRESE, SEEGER e HILDEBRANDT (1996) verificaram, em 54 pacientes entre 18 e 54 anos de idade, flexibilidade média de 46,2 graus $\pm 14,8$ graus de flexão do tronco

Adotou-se na presente pesquisa, para fins de comparação, os maiores valores de duas medidas de flexibilidade, 63,3 graus para o sexo feminino e 65,4 graus para o sexo masculino.

Índices de flexibilidade relativamente altos foram encontrados em razão da característica da amostra, ou seja, jovens aparentemente ativos e envolvidos no curso de educação física e de esporte.

Observa-se na TABELA 12 que os desvios padrão foram baixos e semelhantes, mostrando estabilidade nas medidas de flexibilidade isto pode ter ocorrido em razão da pouca variação da medida com radiografia entre os indivíduos.

Quando comparado à média em graus, verificado com radiografia entre o sexo feminino e masculino, pelo teste t de Student para amostras independentes, não foram constatadas diferenças estatísticas significantes ($p>0,05$), entre as médias de flexibilidade para o sexo feminino e masculino.

5.11 Resultados: relação entre os testes de flexibilidade e estatura

As TABELAS 13 e 14 mostram coeficientes de correlação de Pearson para os testes de flexibilidade Testprop e Testeips, baixos e negativos para o sexo masculino $r= -0,36$ e $r= -0,08$ respectivamente. E, para o sexo feminino, o coeficiente de correlação de Pearson foi baixo e positivo para o teste de flexibilidade Testprop $r= 0,14$ e baixo e negativo $r= -0,14$ para o teste de flexibilidade Testeips.

TABELA13 - Correlações de Pearson entre o teste de flexibilidade Testprop e a Estatura (cm), para o sexo feminino e o sexo masculino.

Variáveis	Correlação
Testprop vs Estatura (fem.)	0,14 ns
Testprop vs Estatura (masc.)	-0,36 ns

ns= não significativa

TABELA 14 - Correlações de Pearson entre o teste de flexibilidade Testeips e a Estatura (cm), para o sexo feminino e o sexo masculino.

Variáveis	Correlação
Testeips vs Estatura (fem.)	- 0,14 ns
Testeips vs Estatura (masc.)	-0,08 ns

ns= não significativa

As tabelas 13 e 14 mostram que não houve relações significantes entre os resultados dos testes de flexibilidade Testeips e o Testrop com a estatura para os sexos masculino e feminino.

5.12 Resultados: testes lineares e angular de flexibilidade

Na TABELA 15 observa-se um baixo relacionamento ($r = 0,11$) para o teste de flexibilidade Testprop para o sexo feminino com a medida radiográfica e para o sexo masculino houve um moderado relacionamento ($r = 0,52$) para o mesmo teste de flexibilidade.

TABELA 15 - Correlações de Pearson entre o teste de flexibilidade Testprop1 e Medida Angular na radiografia, para o sexo feminino e o sexo masculino.

Variáveis	Correlação
Testprop1 vs radiografia (fem.)	0,11 ns
Testprop1 vs radiografia (masc.)	0,52 *

ns= não significante

* $p < 0,05$

Na TABELA 16 os dados mostram que houve um baixo relacionamento ($r = 0,24$) do teste de flexibilidade Testeips com a medida radiográfica para o sexo feminino, e para o sexo masculino, um moderado relacionamento ($r = 0,50$) para o mesmo teste.

TABELA 16 - Correlações de Pearson entre o teste de flexibilidade Testeips1 e Medida Angular na radiografia, para o sexo feminino e o sexo masculino.

Variáveis	Correlação
Testeips1 vs radiografia (fem.)	0,24 ns
Testeips1 vs radiografia (masc.)	0,50 *

ns= não significante

* $p < 0,05$

5.13 Discussão: validade dos testes de flexibilidade da coluna lombar

O principal motivo de o teste de SCHÖBER¹ (1937) ter sido originado foi para acompanhar as respostas na alteração de flexibilidade da coluna lombar com tratamento de espondiloses (REYNOLDS, 1975). O teste de flexibilidade proposto por SCHÖBER¹ passou ser cada vez menos citado na literatura à medida que as

propostas desenvolvidas por ADRICHEM e KORST (1973) e MACRAE e WRIGHT (1969) tornaram-se as mais referenciadas, principalmente na literatura médica (COX, 2001; RANNEY, 2000; MAGEE, 2002). Estes testes têm sido citados e aplicados, mas esses autores nunca se questionaram sobre sua fidedignidade, objetividade e validade. Os pesquisadores MACRAE e WRIGHT (1969) validaram o teste, mas não investigaram a fidedignidade e objetividade. Por sua vez, ADRICHEM e KORST (1973) verificaram sua fidedignidade, mas, não validaram o teste. Além do que eles podem ser válidos para uma dada população e não ser válido para uma outra. Ou ainda válidos para inferir sobre a flexibilidade na presença de alguns distúrbios musculares da coluna lombar e não serem válidos na coluna lombar saudável. As observações de LOVELL, ROTHSTEIN e PERSONIUS (1989) corroboraram com o exposto em que a flexibilidade da coluna lombar testada de maneira linear não demonstra importância para a população saudável.

Além disto, faixas etárias diferentes necessitam de estudos para confirmar a fidedignidade, a objetividade e a validade dos testes de flexibilidade da coluna lombar que solicitem a localização das marcas ósseas.

A amostra para esta pesquisa constituiu somente de adultos jovens universitários assim, a extrapolação de dados para outras populações deve ser cautelosa.

A presente pesquisa constatou fidedignidade e objetividade dos testes de flexibilidade Testprop e Testeips. Já no que se referiu à validade dos testes de flexibilidade evidenciou que o coeficiente de correlação de Pearson foi muito baixo para o teste de flexibilidade Testprop ($r= 0,11$) e muito baixo para o teste de flexibilidade Testeips ($r= 0,24$) para o sexo feminino. Constatou-se, ainda, coeficiente de correlação Pearson moderado ($r= 0,52$) para o teste de flexibilidade Testprop e moderado ($r= 0,50$) para o teste de flexibilidade Testeips para o sexo masculino ao serem relacionados com as medidas angulares feitas sobre a radiografia.

Ao se considerar quanto uma variável explica outra, dada pelos coeficientes de determinação $r^2= 0,27$ e $r^2= 0,25$ para o teste de flexibilidade Testeips e flexibilidade Testprop respectivamente, no sexo masculino, o resultado é pouco satisfatório, e apresenta pouca associação explicativa para o sexo feminino $r^2=0,01$ para Testprop e $r^2= 0,06$ para Testeips. Nessas condições, os testes de flexibilidade

Testprop e Testeips não podem ser considerados válidos para medir a flexibilidade da coluna lombar.

Alguns pesquisadores (PORTEK et al., 1983) estão em acordo com o achado da presente pesquisa no que concerne aos testes com medidas lineares de flexibilidade com necessidade de localização de marcas ósseas sobre a coluna. Desafortunadamente eles não utilizaram instrumentos critérios, necessários para estudos de validação e assim poder concluírem com mais precisão. E, somente com instrumentos critérios servindo-se para validade concorrente é possível substituir um teste critério por um teste que apresente resultados bem próximos. SAFRIT e WOOD (1989) sugerem, para substituir um teste critério, coeficiente de validade de 0,90 ou maior e aceitável para valores de 0,80 ou maior.

Assim, JACKSON e BAKER (1986), com uma amostra de 100 meninas com idade média de 14 anos, examinaram três testes para flexibilidade da coluna/quadril, a saber: 1. com a utilização do flexômetro de Leighton; 2. com o teste de sentar e alcançar e, 3. com o teste de MACRAE e WRIGHT (1969). O teste de sentar e alcançar correlacionou-se de maneira moderada ($r= 0,64$) com o flexômetro de Leighton. Similarmente, a correlação foi baixa ($r= 0,28$) entre o teste de sentar e alcançar e o teste de MACRAE e WRIGHT (1969). Os pesquisadores concluíram que o teste de sentar e alcançar foi válido somente para flexibilidade em flexão do quadril e não se testa a coluna lombar.

BATTI'E et al. (1987), ao compararem o teste de flexibilidade de sentar e alcançar, com o teste de flexibilidade proposto por MACRAE e WRIGHT encontraram baixo coeficiente de correlação de Pearson ($r= 0,24$).

SALISBURY e PORTER (1986) compararam cinco instrumentos: régua flexível, fita métrica, quipômetro, goniômetro e ultrasonografia para testar a flexibilidade da coluna lombar em 17 indivíduos saudáveis entre 20 e 35 anos de idade. A mensuração com a régua flexível foi atribuída pela distância da décima segunda vértebra da coluna torácica à segunda vértebra do osso sacro foi a que menos se relacionou com os outros instrumentos, apresentando com o quipômetro $r= - 0,23$, com o goniômetro $r= -0,04$, com a régua flexível $r= 0,04$ e com a ultrasonografia $r= - 0,20$, este último sendo considerado instrumento critério. A medida com a fita métrica foi feita da quarta vértebra da coluna lombar com cinco

centímetros acima desta e dez centímetros abaixo, apresentando um relacionamento negativo ($r = -0,20$) com a ultra-sonografia, tomada da região lombossacra à décima segunda vértebra torácica. Consideraram os baixos coeficientes de correlação em razão de que um pequeno deslocamento linear altera amplamente a relação com o ângulo da coluna lombar.

LEMMINK et al. (2003) também verificaram coeficiente de correlação de Pearson baixo ($r = 0,31$) entre o teste de sentar e alcançar e o teste de MACRAE e WRIGHT (1969) para homens e mulheres de idade avançada, indicando que ambos os testes podem não avaliar o mesmo componente.

Vários podem ser os fatores que tenham dificultado a relação dos testes de flexibilidade com a radiografia. Na pesquisa de CHEN (1999), a flexão de tronco provocou anteroversão pélvica e aumentou a flexibilidade em razão de a flexão de quadril e/ou da coluna torácica compensarem o movimento. Estes movimentos colocaram a coluna lombar em desvantagens mecânicas com flexão acima de 60 graus. Dessa forma, é possível que, pela falta de flexibilidade da coluna lombar, haja compensação com o quadril.

Um teste de flexibilidade em flexão de tronco pode receber influência tanto da articulação testada como de outra que participa do movimento e quanto mais articulações envolvidas no teste, maior é a complexidade de entendimento do comportamento da articulação que se pretende avaliar. Na flexão de tronco, os músculos isquiotibiais encurtados podem sobrecarregar a extensibilidade da coluna lombar, embora esta observação não tenha sido investigada.

Os testes aplicados neste estudo objetivaram padronizar a movimentação do quadril quando se realizava a flexão de tronco para frente. Evitava-se que o quadril recuasse com a flexão do tronco. Entretanto, esta compensação somente pode ser garantida se houver instrumentos específicos estabilizando o cingulo pélvico.

Foi reconhecido também que na flexão do tronco, aumentos importantes na flexibilidade ocorrem da primeira à quinta vértebra da coluna lombar e os maiores graus de flexibilidade ocorrem da quinta vértebra da coluna lombar ao primeiro osso do sacro (JACKSON & MCMANUS, 1994). Nesse sentido, uma pequena diferença em centímetros na marca óssea que estima o tamanho da coluna lombar pode

comprometer substancialmente o valor em graus quando se testa a flexibilidade da coluna lombar em flexão do tronco.

Uma marca incidindo na base do primeiro osso do sacro precisaria ser facilmente localizada pela palpação para permitir precisão, independente das características físicas dos indivíduos contudo, palpar esta região e registrar a marca com precisão é extremamente difícil.

Notável foi a origem do teste de flexibilidade proposto por ADRICHEM e KORST (1973), descrito como Testeips nesta pesquisa. Pelo fato de os pesquisadores não acreditarem em se ter um lugar correto para se palpar a superfície da coluna lombar para determinar seu tamanho, estes autores se apoiaram em apenas uma referência bibliográfica que indicava que o tamanho da coluna lombar era de aproximadamente 15 centímetros. E com uma amostra contendo apenas cinco homens, demonstraram que a distância de até cinco centímetros superior à referência de 15 centímetros alterou a flexibilidade em somente um centímetro. Evidentemente, em razão do pequeno tamanho da amostra com que se desenvolveu o estudo original de ADRICHEM e KORST (1973) para fidedignidade, desperta interesse em saber se o teste é válido. A validade é a consideração mais importante ao selecionarem instrumentos para avaliação, e validade sem verificar a fidedignidade e objetividade não justifica um teste de flexibilidade, pela possibilidade de inviabilidade de apresentar-se consistente ao tentar sua reprodutibilidade com um ou mais avaliadores.

Quanto ao tamanho da coluna lombar, não foi encontrado estudo sobre uma medida padrão do tamanho da coluna lombar em nosso país. Nesse contexto, intentamos verificar a proposta de ADRICHEM E KORST (1973) e propusemos uma estimativa do tamanho da coluna lombar para se verificar a validade do teste de flexibilidade.

Ainda em relação ao tamanho da coluna vertebral, GARDNER, GRAY e O'RAWILLY (1971) afirmaram que ela mede entre 72 e 75 centímetros na maioria dos indivíduos e as variações na estatura refletem diferenças no comprimento dos membros inferiores.

Algumas características dos testes de flexibilidade podem provocar baixos coeficientes de correlação. No teste de flexibilidade Testeips, (15 centímetros acima

das espinhas ilíacas póstero-superiores), somente em três indivíduos do sexo feminino a medida alcançou a décima segunda vértebra lombar e em um indivíduo do sexo masculino se alcançou a décima segunda vértebra torácica (dados no ANEXO V). Isto significa que o teste de flexibilidade de ADRICHEM e KORST (1973), Testeips, não condiz com o tamanho da coluna lombar, conforme foi mostrado.

É decisivo destacar uma outra característica que pode ter sido determinante na validade do teste de flexibilidade Testeips. Para o teste de flexibilidade de MACRAE e WRIGHT (1969) os pesquisadores referiram que a intersecção das espinhas ilíacas póstero-superiores alinhava-se com a articulação lombossacra. MERRITT et al. (1986) indicaram que a intersecção das espinhas ilíacas póstero-superiores incidiu no primeiro osso do sacro e assim deveria ser denominada em vez de ser articulação lombossacra, conforme sugeriram SCHOBER apud (REYNOLDS 1975 e MACRAE e WRIGHT, 1969).

O teste de flexibilidade da coluna lombar de ADRICHEM e KORST (1973) foi elaborado registrando que a quinta vértebra da coluna lombar alinhava-se com as espinhas ilíacas póstero-superior, mas segundo PALASTANGA, FIELD e SOAMES (2000); HOPPENFELD (1997); LARDRY, RAUPP e DAMAS (2003), as espinhas ilíacas póstero-superiores se localizam no segundo osso do sacro. Entretanto, se este alinhamento não for padrão, conforme afirmaram GROSS, FETTO e ROSEN (2000), pode limitar consideravelmente a fidedignidade e validade de um teste de flexibilidade com medida linear sobre a coluna. Um aspecto importante é que a espinha ilíaca póstero-superior apresenta dimensões diferentes, e precisa ser definida se é a borda medial, inferior ou superior à que se está referindo.

Com este argumento, MILLER et al. (1992) questionaram a utilidade clínica e científica do teste de MACRAE e WRIGHT (1969), ao constatarem que em 50 indivíduos 26% não possibilitavam visualização das espinhas ilíacas póstero-superiores (fossetas). Evidenciaram também, mesmo com a presença das fossetas, falta padronização para se registrar a marca zero, pelo fato de que a marca óssea poderia ser colocada na borda inferior, na borda superior ou na borda medial das espinhas ilíacas póstero-superiores levando em conta que 24% das fossetas apresentavam um diâmetro menor que um centímetro e 50% apresentavam diâmetros de dois centímetros e meio. Quando se registrava cinco centímetros

abaixo e 10 centímetros acima da coluna, a marca, algumas vezes, incidia sobre a segunda ou a terceira vértebra da coluna lombar, envolvendo em média 3,5 das vértebras enquanto o esperado seria englobar as cinco vértebras da coluna (MILLER et al., 1992).

Na presente investigação, somente em seis dos 18 indivíduos do sexo masculino e em 10 dos 19 indivíduos do sexo feminino foi possível visualizar as espinhas ilíacas póstero-superiores. Em outros, sem visibilidade, foi preciso localizar a protuberância das espinhas ilíacas póstero-superiores.

Ainda de nota, a marca sobre a pele foi feita na parte superior das espinhas ilíacas póstero superiores, porque as circunferências (fossetas) eram amplamente variáveis no tamanho. Uma característica que pode comprometer a validade da pesquisa ao localizar e palpar a região da marca óssea com o polegar é se a marca é feita com o lápis acima ou abaixo dos polegares ao se palparem as fossetas.

Conforme descrito, não há concordância nas incidências das marcas ósseas, ou mesmo na uniformidade em sua visibilidade, não sendo a intersecção das espinhas ilíacas póstero-superiores um local de referência confiável para delimitar uma região e realizar um teste de flexibilidade. Este aspecto parece ser suficiente para inviabilizar um teste de flexibilidade com referência nesta localização. Além disso, no teste de flexibilidade proposto por MACRAE e WRIGHT (1969), utilizou-se como marca óssea de referência para medir o ângulo na radiografia a intersecção das espinhas ilíacas póstero-superiores como coincidentes da articulação lombossacra. Interessante que nas mulheres com mais visibilidade das espinhas ilíacas póstero-superiores a relação foi menor comparado com os homens. Ambos procedimentos, por palpação ou com uma medida preestabelecida precisam ser desenvolvidos para se testar e avaliar a flexibilidade, com objetivo de substituir um teste critério por um teste de campo.

O teste original de flexibilidade da coluna lombar proposto por SCHÖBER (1937) foi criticado por MACRAE e WRIGHT (1969), que alertaram sobre o erro na marcação da localização da articulação lombossacra a qual, segundo eles correspondia às espinhas ilíacas póstero-superiores que afetava o teste de flexibilidade, além de que nessa região com maior flexibilidade, a pele se alongava

em maior proporção que o músculo na flexão de tronco. Todavia, não descreveram como fizeram a pesquisa para chegar a essa afirmação.

Independentemente, MACRAE e WRIGHT (1969) modificaram o teste de flexibilidade dado por uma nova distância de cinco centímetros abaixo da articulação lombossacra, na tentativa de minimizar as possibilidades de erros em razão da dificuldade palpatória e de o alongamento da pele ser maior nessa região comparada à região do sacro. Apesar disso, não explicaram o motivo de terem proposto uma distância de cinco centímetros abaixo da intersecção das espinhas ilíacas pósterosuperiores e não um outro valor.

Um fato que pode ser constrangedor para estudos populacionais de flexibilidade é que a localização da marca de cinco centímetros abaixo da intersecção das espinhas ilíacas pósterosuperiores incidiu na fenda glútea, o que compromete sua palpação (WILLIAMS et al., 1993). Este fato foi observado na presente pesquisa, particularmente para o sexo feminino, com uma marca sobre a pele a uma distância de 6,2 centímetros abaixo da crista ilíaca.

Quanto ao comportamento da flexibilidade Testprop, os resultados encontrados de 5,7 e 6,2 centímetros para o sexo masculino e feminino, respectivamente, estimados abaixo da quinta vértebra da coluna lombar, não incidiram na base do primeiro osso do sacro, o que pode ter comprometido a validade do teste.

Foi observado na presente pesquisa que a distância entre a quinta vértebra da coluna lombar e 5,7 centímetros abaixo, correspondeu, em 11 indivíduos do sexo masculino, à espinha ilíaca pósterosuperior e somente em seis, ao primeiro osso sacro. Em relação ao sexo feminino, a distância entre a quinta vértebra da coluna lombar e 6,2 centímetros abaixo desta alcançou em onze mulheres a espinha ilíaca pósterosuperior e somente em cinco, o primeiro osso do sacro. Para os excedentes da amostra, as medidas localizaram abaixo da espinha ilíaca pósterosuperior.

No que diz respeito ao teste de flexibilidade Testprop da coluna lombar, a medida com referência óssea estabelecida acima da quinta vértebra da coluna lombar foi estimada com o tamanho da coluna lombar de 16,8 centímetros para o sexo feminino e de 17,2 centímetros para o sexo masculino. Para o teste de

flexibilidade Testprop, quatorze mulheres alcançaram a distância até a décima segunda vértebra torácica e cinco alcançaram a décima primeira vértebra torácica. Quanto aos homens, nove alcançaram a décima segunda vértebra torácica (ANEXO XII).

Na presente investigação as distâncias estimadas para o tamanho da coluna lombar para o teste de flexibilidade Testprop abrangeram uma maior parte da coluna lombar comparada com a distância do teste de flexibilidade Testeips com isto, a flexibilidade Testprop foi maior que a flexibilidade Testeips para ambos os sexos, mas insuficiente para ter correlação suficiente e validar um teste de flexibilidade.

Os resultados mostraram ainda, que houve um maior número de indivíduos com medidas estimadas para determinar a flexibilidade incidindo na décima segunda vértebra da coluna torácica que no primeiro osso de sacro. E, os maiores ângulos na flexão de tronco ocorreram na região inferior da coluna, conforme confirmaram (JACKSON & MCMANUS, 1994), por sua vez o estudo de ADRICHEM e KORST (1973), mostraram menores variações na flexibilidade em flexão do tronco, acima da décima segunda vértebra da coluna torácica.

MACRAE e WRIGHT (1969) verificaram que ao se colocar uma marca de dois centímetros acima da articulação lombossacra, subestimou o teste em cinco graus e colocando-a dois centímetros abaixo, superestimou em três graus, quando relacionado com radiografia. Erro de palpação ou falta de uniformidade na localização de uma marca de referência ósseo compromete a validade do teste. Ao comparar o teste de MACRAE e WRIGHT (1969), com a radiografia, PORTEK et al. (1983) demonstraram que os testes clínicos indiretos de flexibilidade da coluna lombar fornecem somente um índice de movimento entre duas marcas ósseas o que não reflete a sua amplitude de movimento. HASS, TAYLOR e GILLETE (1999), complementam que um teste de flexibilidade da coluna lombar com marcas sobre a pele não testa a curvatura da coluna lombar ou a flexibilidade

Finalmente, deve-se considerar a possibilidade de qualquer estimativa do tamanho da coluna lombar não corresponder a uma medida padrão, tornando-se como alternativa para testar linearmente a flexibilidade com identificação das marcas ósseas, os procedimentos palpatórios.

Segundo BURDETT, BROWN e FALL (1986), os testes de flexibilidade com medidas sobre a coluna também não podem ser usados para testar alteração na curvatura lombar contudo, podem ser usados para testar alteração na curvatura entre duas marcas ósseas. Possivelmente este comportamento ocorreu na presente pesquisa, em que o alongamento provocado pela flexão do tronco correspondeu apenas à diferença dada pelas medidas estimadas para os testes de flexibilidade Testprop e Testeips. E o movimento da pele parece ser parcialmente correlacionado com movimentos de estruturas subjacentes. Há ainda uma possibilidade de que haja diferenças entre os sexos na elasticidade da pele.

Os resultados dessa pesquisa acordaram ao exposto de que pode haver influência da elasticidade da pele, pelo fato de que, ao se realizarem as medidas de flexibilidade em flexão de tronco com a fita métrica sobre as radiografias, a amplitude de movimento foi baixa (ANEXO XIII).

MILLER et al. (1992) criticaram que o teste de flexibilidade da coluna lombar mensurado de forma linear, com marcas sobre ela (centímetros), testa somente a extensão de pele sobre as marcas ósseas, mesmo que o movimento subjacente à coluna seja angular. Em vista destas afirmações, a princípio seria necessário investigar se na flexão de tronco com marcas sobre a coluna, a extensão da pele correlaciona com a extensão muscular.

Decorrente dos baixos e moderados coeficientes de correlação nos testes de flexibilidade Testprop e Testeips, seria importante averiguar a possibilidade de que a pele se estenda mais comparado com as estruturas que interferem na amplitude de movimento.

As postulações para se realizarem tais pesquisas são reforçadas por ADRICHEM e KORST (1973), que denotam a dificuldade em demarcar a transição da coluna torácica para coluna lombar por palpação. Provavelmente, os pesquisadores estivessem se referindo à dificuldade de palpação para fins de reprodutibilidade do estudo, necessitando, assim, de muita treinabilidade palpatória comparado com uma medida estabelecida. Todavia, devido ao fato de que são envolvidas múltiplas vértebras espinais durante a flexão do tronco e que o quadril participa do movimento, é muito difícil determinar a flexibilidade da coluna lombar. Se

houvesse um teste em que os resultados se aproximassem dos obtidos com testes critérios, estes poderiam ser úteis para população.

Uma medida pré-estabelecida poderia agilizar a realização do teste de flexibilidade da coluna lombar quando aplicado em grandes grupos comparado com a utilização de palpação, principalmente para localizar a décima segunda vértebra da coluna torácica.

Uma opção interessante, que merece ser investigada, é a utilização da quinta vértebra da coluna lombar como referência para o teste de flexibilidade da coluna lombar em confronto com a utilização de uma marca abaixo dessa, a exemplo do teste de flexibilidade Testprop ou Testeips. Na quinta vértebra da coluna lombar o processo espinal é mais largo. Isto elimina a anormalidade freqüentemente observada na articulação lombossacra (LARDRY, RAUPP & DAMAS, 2003). Especificamente, a crista ilíaca é mais superficial que as espinhas ilíacas póstero-superiores, portanto parece ser mais apropriada como ponto de referência para se estimar a região inferior para o teste de flexibilidade. Estes aspectos reforçam a necessidade de investigar medidas com objetivo de validação do teste, principalmente pelo fato de a distância estimada pelo teste de flexibilidade Testprop ter se aproximado mais da décima segunda vértebra da coluna torácica do que o teste de flexibilidade Testeips.

Evidentemente que a palpação da quinta vértebra da coluna lombar e da décima segunda vértebra da coluna torácica são os procedimentos mais confiáveis em razão de se desconsiderar as diferenças do tamanho da coluna lombar e também pelo fato de não se necessitar da simetria na intersecção das espinhas ilíacas póstero-superiores com a primeira vértebra do osso do sacro. Permanece a questão, se técnicas de palpação da décima segunda vértebra da coluna torácica podem mostrar-se fidedignas e objetivas.

Se a flexão do tronco corresponde em diferentes proporções à flexibilidade de toda coluna vertebral e ao quadril, uma marca sobre a quinta vértebra da coluna lombar e uma outra na décima segunda vértebra da coluna torácica poderiam ser indicadas para se realizar uma pesquisa sobre validação concorrente e aceitar essa limitação no teste, decorrente da incerteza de exatidão da localização do primeiro osso do sacro.

Tudo isto porque há dificuldade de se propor um teste com medidas abaixo da quinta vértebra da coluna lombar que incida exatamente no primeiro osso do sacro, pelo qual se determina o tamanho da coluna lombar.

Essas medidas estimadas deveriam incidir exatamente na décima segunda vértebra da coluna torácica, o que parece difícil de ocorrer para maioria das pessoas. Além disso, estes mesmos valores podem ser bem diferentes dos da população jovem, não sendo possível determinar medidas padrão para se testar a flexibilidade da coluna lombar, se os testes forem feitos mediante localização das marcas ósseas sobre a coluna.

6 CONCLUSÕES

O propósito desta pesquisa foi verificar se o teste de flexibilidade Testprop (proposta de estudo) e o teste de flexibilidade de ADRICHEM e KORST (1973) são fidedignos, objetivos e válidos, utilizando-se a radiografia como teste critério em uma amostra de jovens universitários ativos.

Os testes de flexibilidade Testeips e Testprop mostraram ser fidedignos e objetivos para o sexo feminino e masculino. A objetividade apresentou menor consistência que a fidedignidade, particularmente para o sexo feminino isto provavelmente ocorreu pelo menor número de indivíduos na amostra quando testado pelos dois avaliadores. Em vista disso, pode ter havido uma redução do relacionamento entre os testes.

Em relação à validade, o coeficiente de correlação foi baixo para o teste de flexibilidade Testprop e baixo para o teste de flexibilidade Testeips para o sexo feminino e moderado para o sexo masculino para o teste de flexibilidade Testeips e Testprop. Assim, o teste de flexibilidade Testeips e o teste de flexibilidade Testprop não foram considerados válidos. Estas medidas podem ser apenas um indicativo de alongamento entre duas marcas na região da coluna e quadril, mas não podem ser indicadores de medida da flexibilidade da coluna, representando o tamanho e a flexibilidade da coluna lombar.

Os resultados estimados para flexibilidade Testprop e teste de ADRICHEM e KORST (1973), Testeips, não representaram com exatidão o tamanho da coluna lombar e a intersecção das espinhas ilíacas póstero-superiores nem sempre é coincidente com o primeiro osso do sacro, não podendo ser um lugar de referência para se determinar um teste de flexibilidade da coluna lombar.

Estes resultados não devem desconsiderar outros estudos, como exemplo, investigar se há uma relação entre baixos índices de flexibilidade (inferior a cinco centímetros) e dor na coluna lombar, conforme relatam alguns estudos clínicos. Neste caso há uma possibilidade de se constatarem encurtamentos musculares, sendo válido o teste somente na presença de disfunção muscular.

Permanece o desafio para se validar um teste de flexibilidade para coluna lombar. Isto permitiria estabelecer avaliações por critério para sustentar índices de flexibilidade que possam realmente certificar se a flexibilidade nessa região pode contribuir apropriadamente para a saúde. Diante deste fato e na esperança de superar esta dificuldade, serão expostas duas proposições para futuras pesquisas.

6.1 Sugestões para estudos:

1- Desenvolver um teste de flexibilidade com flexão do tronco, estando o indivíduo sentado com o quadril e joelhos afastados e flexionados em 90 graus, pés afastados na largura dos ombros e braços a lado do tronco com a marca zero da fita métrica na quinta vértebra da coluna lombar e a outra marca na sétima vértebra da coluna cervical. Flexiona-se o tronco à frente e registra-se o valor da nova medida dada pelo alongamento.

2- Desenvolver um teste de flexibilidade com os indivíduos em pé, braços cruzados ao tórax, com a marca zero na quinta vértebra da coluna lombar e outra marca na margem inferior da décima segunda vértebra da coluna torácica flexiona-se o tronco à frente e registra-se o valor da nova medida dada pelo alongamento.

REFERÊNCIAS

- ACHOUR JÚNIOR, A. Flexibilidade da coluna/quadril em gêmeos, crianças e adolescentes, da cidade de Londrina-PR. 1998. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.
- ADAMS, A. M.; HUTTON, W. C.; STOTT, M. A. The resistance to flexion of the lumbar intervertebral joint. *Spine*, Philadelphia, v.5, n.3, p.5-13, 1980.
- ADRICHEM, V. J. A. M.; KORST, V. D. Assessment of the flexibility of the lumbar spine. *Scandinavian Journal of Rheumatology*, Stockholm, v.2, p.87-91,1973.
- AHTIKOSKI, A. M.; KOSKINEN, S. O. A.; VIRTANEN, P.; KONAVENT, V.; TAKALA. Regulation of synthesis of fibrillar collagens in rat skeletal muscle during immobilization in shortened and lengthened position. *Acta Physiologica Scandinavica*, Stockholm, v.172, p.131-140, 2001.
- ALARANTA, H.; HURRI, H.; HELIOVAARA, M.; SOUKKA, A.; HARJU, M. D. Flexibility of the spine: Normative values of goniometric and tape measurements. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, Stockholm, v.26, n.3, p.147-154, 1994.
- ALTER, M. Ciência da flexibilidade. Porto Alegre: Artmed, 1999.
- ASTRAND, P. O.; RODALH, K. Tratado de fisiologia do exercício. 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara,1987.
- AVELA, J.; FINNI, T.; LIIKAVAINIO, NIEMELA E.; KOMI, P. V. Neural and mechanical responses of the triceps surae muscle group, after 1 h of repeated fast passive stretches. *Journal of Applied Physiology*, Bethesda, v.96, p.2235-2332, 2004.
- AVELA, J.; KYROLAINEN, H.; KOMI, P.V. Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching. *Journal of Applied Physiology*, Bethesda, v.86, n.4, p.1283-1291,1999.
- BARBANTI, J. V. Dicionário de educação física e esporte. São Paulo: Manole, 2003.

BATTI'E, M. C.; BIGOS, S. J.; SHEEHY, A.; WORTLEY, A. D. Spinal flexibility and individual factors that influence it. *Physical Therapy, Alexandria*, v.67, n.5, p.653-658, 1987.

_____. The role of spinal flexibility in back pain complaints within industry. *Spine, Philadelphia*, v.15, n.8, p. 768-773, 1990.

BAUMGARTNER, T. A.; JACKSON, A. S. Measurement for evaluation in physical education and exercise science. Madison: McGraw-Hill, 1995.

BJORKLUND, M.; HAMBERG, J.; CRENSHAW, A.G. Sensory adaptation after a 2-week stretching regimen of the rectus femoris muscle. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation, Philadelphia*, v.82, p.1245-1250, 2001.

BLENDIA, J. M.; ALTMAN, D. G. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet, London*, v.8, p.307-310, 1986.

BLUM, B. Los estiramientos. Barcelona: Ed. Hispano Europea, 1998.

BORG, W. R.; GALL, M. D. Educacional research: an introduction. 3. ed. London: Longman, 1979.

BOUCHARD, C. Genetics of fitness and physical performance. Champaign Illinois: Human Kinetics, 1997.

BOUCHARD, C.; MALINA, R. Genetics for the sport scientist: selected methodological considerations. *Exercise and Sport Science Reviews, Hagerstown*, v.11, p.275-305, 1983.

BURDETT, R. G.; BROWN, K. E.; FALL, M. P. Reliability and validity of four instruments for measuring lumbar spine and pelvic positions. *Physical Therapy, Alexandria*, v.5, p.677-884, 1986.

BURKE, G. D., CULLIGAN, C. J., HOLT, L. E., MacKINNON, N. C. Equipment designed to simulate proprioceptive neuromuscular facilitation flexibility training. *Journal of Strength and Conditioning Research, Nova Scotia*, v.14, n.2, p.135-139, 2000.

CHAN, S. P.; HONG, Y.; ROBINSON, P. D. Flexibility and passive resistance of the hamstring of young adults using two different static stretching protocols. *Scandinavian Journal of Medicine & Science Sports, Copenhagen*, v.11, p.81-86, 2001.

CHATTERJEE, S.; NABAKUMAR, D., Physical and motor fitness in twins. *Japanese Journal of Physiology, Tokyo*, v.45, p.519-54, 1995.

- CHEN, Y. I. Vertebral centroid measurement of lumbar lordosis compared with the Cobb technique. *Spine, Philadelphia*, v.24, n.17, p.1786-1790,1999.
- CONDON, S. M. ; HUTTON, R. S. Soleus muscle electromyographic activity and ankle dorsiflexion range of motion during four stretching procedures. *Physical Therapy, Alexandria*, v.67, n.1, p.24-28,1987.
- CORNU, C.; MAIETTI, O.; LEDOUX, L. Muscle elastic properties during wrist flexion and extension in healthy sedentary subjects and volley-ball players. *International Journal of Sports Medicine, Stuttgart*, v.24, p.277-284, 2003.
- COX, J. M. Dor lombar, mecanismo, diagnóstico e tratamento. São Paulo: Manole, 2002.
- CUMMINGS, G. S. Comparison of muscle to other soft tissue in limiting elbow extension. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, Alexandria*, v. 5, n.4, p.170-174, 1984.
- DEVOR, E. J.; CRAWFORD, M. H. Family resemblance for neuromuscular performance in a Kansas mennonite community. *American Journal of Physical Anthropology, Washington*, v.3, p.289-296, 1984.
- DEYNE, D. P. G. Application of passive stretch and its implications for muscle fiber. *Physical Therapy, Alexandria*, v.81, n.2, p.819-827, 2001.
- DORLAND. Dicionário médico ilustrado. São Paulo: Manole, 1999.
- EIJDEN, V.; TURKAWSKI, S. J. J.; RUIJVEN. V.; BRUGMAN, P. Passive force characteristics of an architecturally complex muscle. *Journal of Biomechanics, New York*, v.35, p.1130-1189, 2002.
- EINKAUF, D. K.; GOHDES, M. L.; JENSEN, G. M.; JEWELL, M. J. Changes in spinal mobility with increasing age in women. *Physical Therapy, Alexandria*, v.67, p.370-375, 1987.
- EVANS, R. C. Exame físico ortopédico ilustrado. São Paulo: Manole, 2003.
- FITZGERALD, G. K.; WYNVEEN, K. J.; RHEAULT, W.; ROTHSCHILD. Objective assessment with establishment of normal values for lumbar spinal range of motion. *Physical Therapy, Alexandria*, v.63, n.11, p.1776-1781,1983.
- FREKANY, G. A.; LESLIE, D. K. Effects of an exercise program on selected flexibility measurements of senior citizens. *Gerontologist* , Washington, v.15, n.2, p.182-183,1975.
- FRYMOYER, J. W.; BARIL, W. C. Predictors of low back pain disability. *Clinical Orthopaedics and Related Research, Philadelphia*, n.221, p.89-91,1987.

- FUKUNAGA, T. Y.; KAWAKAMI, Y.; KUBO, K.; KANEHISA, H. Muscle and tendon interaction during human movements. *Exercise and Sport Science Reviews*, Hagerstown, v.30, n.3 p.106-110, 2002.
- GAJDOSIK, R. L. Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. *Clinical Biomechanics*, Oxford, v.16, p. 87-101, 2001.
- GARDNER, E.; GRAY, D.; O'RAWILLY, R. *Anatomia- estudo regional do corpo*. Rio de Janeiro: Guanabara koogan, 1975.
- GILL, K.; KRAG, M. H.; JOHNSON, G. B.; HAUGH, L.D.; POPE, M. H. Repeatability of four clinical methods for assessment of lumbar spinal motion. *Spine*, Philadelphia, v.13, n.1, p.50-53,1988.
- GREENMAN, E. P. *Principles of manual medicine*. Lippincott, Williams & Wilkins, 1996.
- GREGORY, J. E.; WISE, A. K.; WOOD, S. A.; PROCHAZKA, A.; PROSKE, U. Muscle history, fusimotor activity and the human stretch reflex. *Journal of Physiology*. Paris, v.513, n.3, p.927-934,1998.
- GRENIER, S.G.; RUSSEL, C.; MCGILL, S. M. Relationships between lumbar flexibility, sit-and reach test, and a previous history of low back discomfort in industrial workers. *Canadian Journal of Applied Physiology*, Bethesda, v.28, n.2, p.165-177, 2003.
- GRIFFITHS, R. I. Shortening of muscle fibres during stretch of the active cat medial gastrocnemius muscle: the role of tendon compliance. *Journal of Physiology*, Paris, v. 436, p. 219-236, 1991.
- GROSS, J.; FETTO, J.; ROSEN, E. *Exame musculoesquelético*. Porto Alegre: Artmed, 2000.
- HAIRE, C. O.; GIBBONS, P. Inter-examiner and intra-examiner agreement for assessing sacroiliac anatomical landmarks using palpation and observation: pilot study. *Journal of Physiology*, Paris, v.5, n.1, p.13-20, 2000.
- HALEY, S. M.; TADA, W. L.; CARMICHAEL, E. M. Spinal mobility in young children. A normative study. *Physical Therapy*, Alexandria, v.66, n11, p.1697-1703, 1986.
- HALLBERTSMA, J. P. K.; LUDWIG, N. H.; GOEKEN, L. N. H. Stretching exercises: Effect on passive extensibility and stiffness in short hamstring of healthy subjects. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, Philadelphia, v.75, p.976-981, 1994.

- HALLBERTSMA, J. P. K.; MULDER, I.; GOEKEN, L. N. H.; EISMA, W. H. Repeated passive stretching: acute effect on the passive muscle moment and extensibility of short hamstrings. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, Philadelphia, v.80, p.407-414, 1999b.
- HAMBERG, J.; BJORKLUND, M.; NORDGREN, B.; SAHLSTEDT, B. Stretchability of the rectus femoris muscle: investigation of validity and intratester reliability of two methods including x-ray analysis of pelvic tilt. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, Philadelphia, v.74, p.263-270, 1993.
- HARRISON, D. E.; HARRISON, D. D.; TROYANOVICH, S. J. Reliability of spinal displacement analysis on plain x-rays: A review of commonly, accepted facts and fallacies with implications for chiropractic education and technique. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, Baltimore, v.21, n.9, p.252-256, 1998.
- HARVEY, D.; CRAIG, M. Measuring flexibility for performance and injury prevention. In: AUSTRALIAN SPORTS COMMISSION. *Physiological test for elite athletes*. Champaign: Human Kinetics, 2000.
- HASS, M.; TAYLOR, J.; GILLETE, R. G. The routine use of radiographic spinal displacement analysis: a dissent. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, Baltimore, v. 22, p.254-259, 1999.
- HAYES, M. A.; HOWARD, T. C.; GRUEL, C. R.; KOPTA, J. A. Roentgenographic evaluation of lumbar spine flexion-extension in asymptomatic individuals. *Spine*, Philadelphia, v.14, n.3, p.327-331, 1989.
- HAYWOOD, K. M. Strength and flexibility in gymnasts before and after menarche. *British Journal of Sports Medicine*, Loughborough, v.14, n.4, p.189-192, 1980.
- HEIN, V.; JURIMAE, T. Measurement and evaluation of trunk forward flexibility. *Sports Medicine Training and Rehabilitation*, Philadelphia, v.7, p.1-6, 1996.
- HEYWARD, V. H. *Design for fitness*. Minneapolis: Burgess, 1991.
- HOMER, S.; MACKINTOSH, S. Injuries in young female elite gymnastas, *Physioterapy*, London, v.78, n.11, 1992.
- HOPPENFELD, S. *Propedêutica ortopédica: coluna e extremidade*. São Paulo: Atheneu, 1997.
- HUI, S. C.; YUEN, P. Y.; MORROW, J. R.; JACKSON, W. 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*, Reston, v. 70, n.4, p.401-406, 1999.

- HUNT, C. C. Mammalian muscle spindle: peripheral mechanism. *Physiological Reviews*, Baltimore, v.70, n.3, p.643-663, 1990.
- HUPRICH, F.; SIGERSETH, P. O. Specificity of flexibility in girls. *Research Quarterly*, Reston, v.21, p.25-33, 1950.
- HYTTIAINEN, K.; SALMINEN, J. J.; SUTIVIE, T.; WICKSTROM, G.; PENTTI, J. Reproducibility of nine tests to measure spinal mobility and trunk muscle strength. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, Stockholm, n.23, p.2-10, 1991.
- JACKSON, A.; BAKER, 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*. Reston, v.57, p.183 -186,1986.
- JACKSON, R. P.; MCMANUS A. C. Radiographic analysis of sagittal plane alignment and balance in standing volunteers and patients with low back pain matched for age, sex, and size. *Spine*, Philadelphia, v.19, n.14, p.1611-1618, 1994.
- JAMI, L. Golgi tendon organs in mammalian skeletal muscle: functional properties and central actions. *Physiological Reviews*, Baltimore, v.72, n.3, p.623-666, 1992.
- JOHNS, R.; WRIGHT, V. Relative importance of various tissues in joint stiffness. *Journal of Applied Physiology*, Bethesda, v.17, n.5, p.824-828, 1962.
- JOSZA, L.; KANNUS, P. *Human tendon*. Champaign: Human Kinetics, 1997.
- KANNUS, P. Structure of the tendon connective tissue. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, Copenhagen, v.10, n.6, p.312-320, 2000.
- KELLET, K. M.; KELLET, D. A.; NORDHOLM, L. A. Effects of an exercise program on sick leave due to back pain. *Physical Therapy*, Alexandria, v.71, n. 4, p.283-293, 1991.
- KEY, J. A. Hipermobility of joints as a sex-linked hereditary characteristic. *Journal of the American Medical Association*, Chicago, v.88, p.1710-1712, 1927.
- KIBLER, W. B.; CHANDLER, T. J.; UHL, T.; MADDUX, R. E. A musculoskeletal approach to the preparticipation physical examination. *The American Journal of Sports Medicine*, Baltimore, v.17, n.4, p.525-531, 1989.
- KILGOUR, G. M.; McNAIR, P. J.; STOTT, N. S. Lower limb sagittal range of motion: Reliability of measures and normative values. *The New Zealand Journal of Physiotherapy*, Wellington, v.30, n.2, p.8-24, 2002.
- KIPPERS, V.; PARKER, A. W. Validation of single-segment and three-segment spinal models used to represent lumbar flexion. *Journal of Biomechanics*, New York, v.22, n.1, p.67-75,1989.

- KJAER, M. Role of extracellular matrix in adaptation of tendon and skeletal muscle to mechanical loading. *Physiology Review*, Baltimore, v.84, p.649-698, 2004.
- KLEIN, A. B.; MACKLER, S. L.; ROY, S. H.; DELUCA, C. J. Comparison of spinal mobility and isometric trunk extensor forces with eletromyografhic spectral analysis in identifiyng low back pain. *Physical Therapy*, Alexandria, v.71, n.6, p.445-454, 1991.
- KOTTKE, F. J.; LEHMANN, J. F. Exercícios terapeuticos para manutenção da mobilidade. In: _____. *Tratado de medicina física e reabilitação de Krusen*. São Paulo: Manole, 1994. Cap. 18.
- KUBO, K.; KANEHISA, H.; KAWAKAMI, H.; FUKUNAGA, T. Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *Journal of Applied Physiology*, Bethesda, v.90, p.520-527, 2001a.
- _____. Growth changes in the elastic properties of human tendon structures. *International Journal of Sports Medicine*, Stuttgart, v. 22, p.138-143, 2001b.
- LARDRY, J. M.; RAUPP, J.C.; DAMAS, P. Étude morphologique de la réguion fessiére (région glutéale). *Kinésithérapie*, Paris, n.23-24, p.70-76, 2003.
- LEMMINK, K. A. P.; KEMPER, H. C.G.; DE GREEF, M. H. G.; RISPENS, P.; STEVENS, M. The validity of the sit-and-reach test and the modified sit-and reach test in middle-aged to older men and women. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, Reston, v.74, n.33, p.331- 336, 2003.
- LOVELL, F. W.; ROTHSTEIN, J. M.; PERSONIUS, W. J. Reliability of clinical measurements of lumbar lordosis taken with a flexible rule. *Physical Therapy*, Alexandria, v.69, n.2, p.96-101, 1989.
- MACRAE, I, F.; WRIGHT, V. Measurement of back movement. *Annals of the Rheumatic Diseases*, London, v.28, p.584-589,1969.
- MAES, H.; BEUNEN, G.; VLIETINCK, R.; NEALE, M.C.; CLAESSENS, J.; LEFEVRE, R; LYSSENS, R; PINCÉ,I.; BOSSCHE, C. V.; EYNDE, V. ; DEROM, R. Univariate genetic analysis of physical characteristics of 10- year-old twins and their parents. IN: Coudert. J. Praag, E.V. *Pediatric Work Physiology*. Editora Masson, Clermont-Ferrand, 1992.
- MAGANARIS, N. C. Tensile properties of in vivo human tendinous tissue. *Journal of Biomechanics*, New York, v.35, p.1019-1027, 2002.
- MAGANARIS, N. C.; PAUL, J. P. In vivo human tendinous tissue stretch upon maximum muscle force generation. *Journal of Biomechanics*, New York, v.33, p.1453-1459, 2000.
- MAGEE, D. J. *Avaliação musculoesquelética*, 3. ed. São Paulo: Manole, 2002.

MAGNUSSON, S. P.; SIMONSEN, E. B.; AAGAARD, H. S.; DYHRE-POULSEN, P.; MCHUGH, M.P.; KJAER, M. A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. *Journal of Physiology, Paris*, v.497, n.1, p. 291-298, 1996a.

MAGNUSSON, S. P.; SIMONSEN, E. B.; AAGAARD, D. P.; KJAER, T. M. M. Mechanical and physiological responses to stretching with and without preisometric contraction in human skeletal muscle. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Philadelphia*, v.77, n.4, p.373-378, 1996b.

MANNICHE, C. Clinical benefit of intensive dynamic exercises for low back pain. *Scandinavian Journal of Medicine & Exercise in Sports, Copenhagen*, v.6, n.2, p.82-87, 1996.

MANNICHE, C.; ASMUSSEN, K.; LAURITSEN, B.; VINTERBERG, H.; KARBO, H.; ABILDSTRUP, S.; FISCHER-NIELSEN, K.; KREBS, R.; IBSEN, K. Intensive dynamic back exercises with or without hypertension in chronic back pain after surgery for lumbar disc protrusion. *Spine, Philadelphia*, v.18, n.5, p.560-567, 1993.

McCUY, B. F. Flexibility measurements of college women. *Research Quarterly, Renston*, v.24, p.3, p.16-324, 1953.

MCHUGH, M. P.; KREMENIC, I. J.; FOX, B. M.; GLEIM, G. W. The role of mechanical and neural restraints to joint range of motion during passive stretch. *Medicine and Science in Sports and Exercise, Hagerstown*, v.30, n.6, p.928-932, 1998.

MCHUGH, M. P.; MAGNUSSON, S. P.; GLEIM, G. W.; NICHOLAS, J. A. Viscoelastic stress relaxation in human skeletal muscle. *Medicine and Science in Sports and Exercise, Hagerstown*, v.24, n.12, p.1375-1383, 1992.

MERRITT, J. L.; McLEAN, T. J.; ERICKSON, R. P.; OFFORD, K. P. Measurement of trunk flexibility in normal subjects: reproducibility of three clinical methods. *Mayo Clinics Proceedings, Rochester*, v.61, n.3, p.92-97, 1986.

MILLER, S. A.; MAYER, T.; COX, R.; GATCHEL, R. J. Reliability problems associated with the modified SCHÖBER technique for true lumbar flexion measurement. *Spine, Philadelphia*, v.17, n.3, 1992.

MINKLER, S.; PATTERSON, P. The validity of the modified sit-and reach test in college-age students. *Research Quarterly for Exercise and Sport, Reston*, v.65, p.189-192, 1994.

MOLL, J. M. H.; WRIGHT, V. Normal range of spinal mobility. *Annals of the Rheumatic Diseases, London*, v.30, p.381-386, 1971.

MORAN, H. M.; HALL, M. A.; BARR, A.; ANSELL, M. Spinal mobility in the adolescent. *Rheumatology and Rehabilitation, London*, v.18, p.181-185, 1979.

- MORGAN, D. L. New insights into the behavior of muscle during active lengthening. *Biophysical Journal*, New York, v.57, p.209-221,1990.
- MORGAN, D. L.; WHITEHEAD, N. P.; WISE, A. K.; GREGORY, J. E.; PROSKE, U. Tension changes in the cat soleus muscle following slow stretch or shortening of the contracting muscle. *Journal of Physiology*, Paris, v.522, n.3, p.503-513, 2000.
- MORROW JUNIOR, R.; JACKSON, A. W. How “significant” is your reliability. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. Reston, v.64, n.3, p.352-355,1993.
- MORROW JUNIOR, R.; JACKSON, A. W.; DISCH, J. G.; MOOD, D. P. Measurement and evaluation in human performance. Champaign: Human Kinetics, 1995.
- MUNIZ, J.; DEL RIO, J.; HUERTA, M.; MARIN, J. L. Effects of sprint and endurance training on passive stress-strain relation of fast-and slow-twitch skeletal muscle in wistar rat. *Acta Physiologica Scandinavica*, Stockholm, v.173, p.207-212, 2001.
- NELSON, J. K.; JOHNSON, B. L.; SMITH, G. C. Physical characteristics, hip flexibility and arm strength of female gymnasts classified by intensity of training across age. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, Torino, v.23, n.1, p.95-101, 1983.
- NEWTON, M.; WADELL, G. Reliability and validity of clinical measurement of the lumbar spine in patients with chronic low back pain. *Physiotherapy*, London, v.7, n.12, p.796-799, 1991.
- NIGG, B. M.; HERZOG, W. Biomechanics of the musculo-skeletal system. New York: Wiley, 1999.
- NORDIN, M.; FRANKEL, V. H. Evaluation of the workplace. An introduction. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Philadelphia, n. 221, p.85-87, Aug. 1987.
- PALASTANGA, N.; FIELD, D.; SOAMES, R. Anatomia do movimento humano: estrutura e função. São Paulo: Manole, 2000.
- PATTERSON, P.; WIKSTEIN, D. L.; RAY, L.; FLANDERS, C. e SANPHY, D. The validity and reliability of the back saver sit- and-reach test in middle school girl and boys. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, Reston, v.67, n.3, p.448-451,1996.
- PÉRUSSE, L.; LEBLANC, C.; BOUCHARD, C. Inter- generation transmission of physical fitness in the canadian population. *Canadian Journal of Sports Sciences- Revue Canadienne des Sciences du Sport*, Ottawa, v.13, n.1, p.8-14,1988.

- POLLY, D. W.; KILKELLY, X. F.; McHALE, K. A.; ASPLUND, L. M.; MULLIGAN, M.; CHANG, A. S. Measurement of lumbar lordosis: Evaluation of intraobserver, interobserver, and technique variability. *Spine, Philadelphia*, v.21, n.13, p.1530-1536, 1996.
- PORTEK, I.; PEARCY, M. J.; READER, G. P.; MOWAT, A. G. Correlation between radiographic and clinical measurement of lumbar spine movement. *British Journal of Rheumatology, London*, v.22, p.197-205, 1983.
- PYNT, J.; HIGGS, J.; MACKEY, M. Seeking the optimal posture of the seated lumbar. *Physiotherapy. Theory and Practice, Hove*, v.17, p.5-21, 2001.
- RANNEY, D. Distúrbios osteomusculares crônicos relacionados ao trabalho, ed. Roca: São Paulo, 2000.
- REYNOLDS, M. G. Measurements of spinal mobility: a comparison of three methods. *Rheumatology and Rehabilitation, London*, v.14, p.180-185, 1975.
- RICHMAN, J.; MACKRIDES, L.; PRINCE, B. Research methodology and applied Statistic: measurement procedures in research. *Physiotherapy Canada, Toronto*, v.32, p.253-257, 1980.
- RIIHIMAKI, H. Low-back pain, its origin and risk indicators. *Scandinavian Journal Work Environment Health, Helsinki*, v.17, p.81-90, 1991
- RIKLI, R. E. Reliability, validity, and methodological issues in assessing physical activity in older adults. *Research Quarterly for Exercise and Sports, Reston*, v.71, n.2, p.89-96, 2000.
- RUSSELL, P.; WELD, A.; PEARCY, M. J.; HOGG, R.; UNSWORTH, A. Variation in lumbar spine mobility measured over a 24-hour period. *British Journal of Rheumatology, London*, v.31, p.329-332, 1992
- SAFRIT, M. J.; WOOD, T. M. Measurement concepts in physical education and exercise Science. Champaign: Human Kinetics Illinois, 1989.
- SALISBURY, P.J.; PORTER, R.W. Measurement of lumbar sagittal mobility: a comparison of methods. *Spine, Philadelphia*, v.12, n.2, p.190-193, 1986.
- SALMINEN, J. J.; MAKI, P.; OKSANEN, A.; PENTTI, J. Spinal mobility and trunk muscle strength in 15-years-old schoolchildren with and without low back pain. *Spine, Philadelphia*, v.17, n.4, p.405-411, 1992.
- SAMPEDRO, R. M. F. Erros em testes e medidas. *Kinesis. Santa Maria*, v.4, n.2, p.181-188, 1988.

- SAUR, P. M. M. ; EINSINK, F. B. M.; FRESE, K.; SEEGER, D.; HILDEBRANDT, J. Lumbar range of motion: reliability and validity of the inclinometer technique in the clinical measurement of trunk flexibility. *Spine*. Philadelphia, v.21, n.11, p.1332-1338, 1996.
- SAX, G. Principles educational and psychological measurement and evaluation. Belmont: Wadsworth, 1980.
- SCHULTZ, A.; ANDERSSON, G.; ORTENGREN, R.; HADERSPECK, K.; NACHEMSON, A. Loads on the lumbar spine. *Journal of Bone and Joint Surgery*, Boston, v.64, n.5, p.713-720, 1982.
- SHEARD, P. W. Tension delivery from short fibers in long muscles. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, Hagerstown, v.27, p.51-56, 2000.
- SHEPHARD, R. J.; BERRIDGE, M.; MONTELPARE, W. On the generality in the sit and reach test and analysis of flexibility data for and aging population. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, Reston, v.61, n.4, p.326-330, 1990.
- SHIPLE, B. J.; DINUBILE, N. A. Treating low-back pain. *The Physician and Sportsmedicine*, Minneapolis, v.25, n.8, p.51-66, 1997.
- SIM, J.; ARNELL, P. Measurement validity in physical therapy research. *Physical Therapy*, Alexandria, v.73, n.2, p.102 -115, 1993.
- STEVENSON, J. M.; WEBER, C. L.; SMITH, J. T.; DUMAS, G. A.; ALBERT, J. A longitudinal study of the development of low back pain in an industrial population. *Spine*, Philadelphia, v.26, n.12, p.1370-1377, 2001.
- STUART, D. G.; GOSLOW, G. E.; MOSHER, C. G.; REINKING, R. M. Stretch responsiveness of Golgi tendon organs. *Experimental brain Research*, Berlin, v.10, p. 463-476, 1970.
- TABARY, J.C.; TABARY, C.; TARDIEU, C; TARDIEU, G.; GOLDSPINK, G. Physiological and structural changes in the cat's soleus muscle due to immobilization at different lengths by plaster casts. *Journal of Physiology*, Paris, v.244, p.231-244, 1972.
- TABRIZI, P.; McINTYRE, W. M. J.; QUESNEL, M. B.; HOWARD, A. W. Limited dorsiflexion predisposes to injuries of the ankle in children. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, Boston, v.82, n.8, p.1103-1007, 2000.
- TAYLOR, D. C.; BROOKS, D. E.; RYAN, J. B. Viscoelastic characteristics of muscle: passive stretching versus muscular contractions. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Hagerstown, v.29, n.12, p.1619-1624, 1997.

TAYLOR, D. C.; DALTON, J. D.; SEABER, .V.; GARRET, W. E. Viscoelastic properties of muscle-tendon units. *The American Journal of Sports Medicine*. Baltimore, v.18, n.3, p. 300-309, 1990.

THOMAS, J. R.; NELSON, J. K. Métodos de pesquisa em atividade física. 3 ed. Porto Alegre: Artmed, 2002.

TOFT, E.; SPERSEN, T.; KALUND, S.; SINKJAER, T. HORNEMANN, B. C. Passive tension of the ankle before and after stretching. *American Journal of Sports Medicine*, Baltimore, v.17, n.4, p.489-494, 1989.

TOUSIGNANT, M.; BOUCHER, N.; BOURBONNAIS, J.; GRAVELLE, T.; QUESNELL, M.; BROSSEAU, L. Intratester and intertester reliability of the cybex electronic digital inclinometer (EDI-320) for measurement of active neck flexion and extension in healthy subjects. *Manual Therapy*, Edinburgh, v.6, n.4, p.235-241, 2001.

TRITSCHLER, K. Medida e avaliação da educação física e esportes. São Paulo: Manole, 2003.

TROTT, P. H.; PEARCY, M. J.; RUSTON, S. A.; FULTON, I. Tree-dimensional analysis of active cervical motion: the effect of age and gender. *Clinical Biomechanics*, Oxford, v.11, n.4, p.201-206, 1996.

TROYANOVICH, S. J.; CAILLIET, R.; JANIK, T. J.; HARRISON, D. D.; HARRISON, D. E. Radiographic mensuration characteristics of the sagittal lumbar spine from a normal population with a method to synthesize prior studies of lordosis. *Journal of Spinal Disorders*, Hagerstown, v.10, n.5, p.380-386, 1997.

VUORI, I. Exercise and physical health: musculoskeletal health and functional capabilities. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, Reston, v.66, n.4, p.276-285, 1995.

WADELL, G. Clinical assessment of lumbar impairment. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Philadelphia, n.221, p.110-121, 1987.

WAMBOLT, A.; SPENCER, D. L. A segmental analysis of the distribution of lumbar lordosis in the normal spine. *Orthopaedic Transactions*, Needham, v.11, p.92-93, 1987.

WEINECK, J. *Biologia do esporte*. São Paulo: Manole, 1986.

WELDON, S. M.; HILL, R. H. The efficacy of stretching for prevention of exercise-related injury: a systematic review of the literature. *Manual Therapy*, Edinburgh, v.8, n.3, p.141-150, 2003.

WELK, G. J. *Physical activity assessments for health-related research*. Champaign: Human Kinetics, 2002.

WHITEHEAD, N. P.; GREGORY, J. E.; MORGAN, D.L.; PROSKE, U. Passive mechanical properties of the medial gastrocnemius muscle of the cat. *Journal of Physiology, Paris*, v.536, n.3, p.893-903, 2001.

WIEMANN, K.; HAHN, K. Influences of strength, stretching and circulatory exercises on flexibility parameters of the human hamstrings. *International Journal Sports Medicine, Stuttgart*, v.18, p.340-346, 1997.

WILLIAM, E. P.; CANESE, T.; LUCEY, E.G.; GOLDSPINK, G. The importance of stretch and contractile activity in the prevention of connective tissue accumulation in muscle. *Journal of Anatomy, London*, v.158, p.109-114, 1988.

WILLIAMS, P.; HYBERD, P.; SIMPSON, H.; KENWRIGHT, J.; GOLDSPINK, G. The morphological bias of increased stiffness of rabbit tibialis anterior muscles during surgical limb-lengthening. *Journal of Anatomy, London*, v.193, p.131-138, 1998.

WILLIAMS, P. E. Effect of intermittent stretch on immobilised muscle. *Annals of the Rheumatic Diseases, London*, v.47, p.1014-1016, 1988.

WILLIAMS, P. E.; GOLDSPINK, G. Longitudinal growth of striated muscle fibres. *Journal Cell Science, Yorkshire*, v.9, p.751-767, 1971.

_____. Connective tissue changes in immobilised muscle. *Journal of Anatomy, London*, v.138, n.2, 343-350, 1984.

WILLIAMS, R.; BINKLEY, J.; BLOCH, R.; GOLDSMITH, C.H.; MINUK, T. Reliability of the modified-modified SCHÖBER and double inclinometer methods for measuring lumbar flexion and extension. *Physical Therapy, Alexandria*, v.73, n.1, p.34-43, 1993.

WILSON, G. J.; WOOD, G.A.; ELLIOTT, B. C. The relationship between stiffness of the musculature and static flexibility: An alternative explanation for the occurrence of muscular injury. *International Journal of Sports Medicine, Stuttgart, Alemanha*, v.12, n.4, p. 403-407,1991.

WRIGHT, I. C.; NEPTUNE, R. R.; BOGERT, J. V. D.; NIGG, B. M. The effects of ankle compliance and flexibility on ankle sprains. *Medicine and Science in Sports and Exercise, Hagerstown*, v.32, n.3, p.260-265, 2000.

WRIGHT, V. Stifness: A review of its measurement and physiological importance. *Physiotherapy, London*, v.59, n.4, p.107-111, 1973.

YAMAMOTO, I.; PANJABI, M. M.; CRISCO, T.; OXLAND, T. Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint, *Spine, Philadelphia*, v.14, n.11, p.1256-1260,1989.

ZILIO, A. Problemas da tradução do termo flexibilidade da língua alemã para o português. *Kinesis*, Santa Maria, v.9, p.57-67,1992.

ANEXO I - Termo de consentimento - Comitê de Ética em Pesquisa - Hospital da Universidade Estadual de Londrina.

ANEXO II - Idade, Massa Corporal e Estatura da amostra para o sexo feminino e masculino.

	Idade	Massa	Estatura		Idade	Massa	Estatura
Feminino	23	68,1	1,76	Masculino	23	67,1	1,71
	25	57,6	1,63		24	62	1,75
	22	58,7	1,62		20	67,5	1,77
	21	58,7	1,72		22	76,2	1,83
	23	55,9	1,6		24	65	1,7
	23	50,5	1,6		23	74	1,72
	22	53,8	1,64		24	79	1,84
	22	56	1,7		21	77,8	1,71
	21	58,2	1,7		23	68,1	1,81
	22	57,1	1,62		25	59,4	1,64
	22	74	1,76		23	78	1,81
	21	69	1,63		22	76,4	1,8
	20	55	1,73		24	74	1,83
	22	64,2	1,69		24	74,1	1,74
	22	49,7	1,64		25	62	1,72
	25	55,7	1,57		23	69,8	1,75
	21	66	1,75		25	91	1,83
	25	55,6	1,64		23	78,4	1,83
	23	65,8	1,73				

ANEXO III - Distância (cm) da crista ilíaca (CI) ao primeiro osso do sacro (1º.S)
medida na radiografia.

CI - 1º.S		CI- 1º. S	
F	5,6	F	5,3
F	4,8	F	6,2
F	5,7	F	6,1
F	6,5	F	6,3
F	6,0	F	5,2
F	6,0	F	5,4
F	6,2	F	5,3
F	6,1	F	5,6
F	5,9	F	5,1
F	6,1	F	5,3
F	5,6	F	5,7
F	5,6	F	4,8
F	5,9	F	5,1
F	6,1	F	5,1
F	5,5	F	5,5
F	5,8	F	6,2
F	6,2	F	6,4
CI-1º.S		CI-1º. S	
M	7,3	M	7,0
M	7,3	M	6,1
M	6,5	M	5,9
M	5,1	M	7,5
M	5,2	M	6,8
M	5,3	M	6,2
M	6,1	M	6,5
M	6	M	6,8
M	6,2	M	6,4
M	6,7	M	6,6
M	5,6	M	6,8
M	6,3	M	5,7
M	6,1	M	5,5
M	6,3	M	5,7
M	6,7	M	6,0
M	6,3	M	6,0
M	6	M	5,9
M	6,8		

ANEXO V - Vértebras alcançadas da intersecção das espinhas ilíacas póstero - superiores e 15 centímetros acima, medidas na radiografia.

Fem	L2	Masc	L1
Fem	L2	Masc	L3
Fem	L2	Masc	L2
Fem	L1	Masc	L2
Fem	L1	Masc	L2
Fem	L2	Masc	L2
Fem	L2	Masc	L2
Fem	L2	Masc	L2
Fem	L1	masc	L2
Fem	L2	Masc	L2
Fem	L1	Masc	T12
Fem	T12	Masc	L1
Fem	T11	Masc	L2
Fem	L2	Masc	L2
Fem	L2	Masc	L1
Fem	L1	Masc	L2
Fem	T12	Masc	L2
Fem	T12	Masc	L2
Fem	L1		

ANEXO VI - Radiografia no plano frontal. Nota-se também ao lado a régua escanométrica.



ANEXO VII- Radiografia no plano sagital - Observa-se as marcas para medidas da curvatura da coluna lombar segundo a técnica de Cobb.



ANEXO VIII - Radiografia em flexão de tronco. Observa-se as marcas para medidas de flexibilidade de acordo com a técnica de Cobby.



ANEXO IX - Resultados (cm) do teste de flexibilidade (Testprop) para o sexo masculino e feminino.

Sexo	Testprop1				Testprop2				Testprop3			
	1a.	2ª.	3a.	Mediana	1a.	2a.	3a.	Mediana	1a.	2a.	3ª.	Mediana
F	9,1	9,3	9,3	9,3	8,5	8,7	8,7	8,7	7,6	7,9	7,9	7,9
F	10,0	10,1	10,3	10,1	9,9	10,3	10,5	10,3	9,0	9,5	9,3	9,3
F	8,0	7,9	8,3	8,0	7,3	7,9	7,5	7,5	7,0	7,9	8,0	7,9
F	6,1	6,6	6,7	6,6	6,5	6,8	6,8	6,8	7,7	8,2	8,2	8,2
F	7,6	7,7	7,8	7,7	7,9	7,7	7,8	7,8	6,9	6,8	7,0	6,9
F	7,8	8,2	8,2	8,2	7,5	8,1	8,2	8,1	8,5	9,0	8,9	8,9
F	5,3	6,0	6,0	6,0	6,1	5,9	6,1	6,1	6,3	7,1	7,1	7,1
F	9,2	9,2	9,4	9,2	9,7	10,1	9,9	9,9	9,3	9,4	9,3	9,3
F	7,3	7,2	7,2	7,2	7,7	7,7	7,8	7,7	7,6	7,7	7,8	7,7
F	8,1	8,1	8,0	8,1	7,2	7,3	7,2	7,2	7,7	7,5	7,8	7,7
F	7,3	7,8	7,9	7,8	8,5	8,7	8,7	8,7	7,6	7,9	7,5	7,6
F	8,5	8,9	9,0	8,9	8,0	7,5	7,5	7,5	7,5	7,7	7,5	7,5
F	7,1	7,5	7,7	7,5	8,6	8,5	8,7	8,6	6,0	6,3	6,4	6,3
F	8,5	8,5	8,0	8,5	8,9	9,0	9,2	9,0	9,2	9,0	8,9	9,0
F	7,3	7,5	7,5	7,5	8,0	8,4	8,1	8,1	8,1	7,9	8,1	8,1
F	5,3	5,5	6,1	5,5	7,0	7,2	7,4	7,2	7,3	7,1	7,5	7,3
F	6,7	7,2	6,9	6,9	6,1	6,3	6,3	6,3				
F	5,7	5,4	5,5	5,5	5,4	5,3	5,2	5,3				
F	7,7	7,7	7,9	7,7	6,8	6,9	7,0	6,9				
M	8,3	8,4	8,4	8,4	7,8	7,7	8,2	7,8	7,7	7,7	7,7	7,7
M	8,0	8,1	8,0	8,0	7,6	7,7	7,6	7,6	8,6	8,5	8,6	8,6
M	6,0	6,3	6,4	6,3	5,1	5,1	5,2	5,1	5,6	5,1	5,3	5,3
M	6,1	6,1	6,2	6,1	8,0	8,1	8,0	8,0	8,3	8,2	8,1	8,2
M	8,4	8,5	8,3	8,4	8,6	8,8	9,0	8,8	8,8	8,9	8,8	8,8
M	9,1	9,0	9,2	9,1	9,1	9,1	9,3	9,1	8,8	8,9	9,1	8,9
M	6,8	6,9	7,1	6,9	7,1	7,3	7,4	7,3	7,2	7,2	7,3	7,2
M	8,6	8,6	8,6	8,6	8,4	8,4	8,5	8,4	9,0	9,1	9,0	9,0
M	8,8	8,8	8,9	8,8	8,3	8,5	8,6	8,5	8,3	8,5	8,5	8,5
M	8,5	8,5	8,6	8,5	8,2	8,2	8,3	8,2	8,2	8,3	8,4	8,3
M	8,1	8,1	8,2	8,1	7,8	8,0	8,2	8,0	8,8	8,8	8,8	8,8
M	9,1	9,1	9,3	9,1	8,9	8,9	8,9	8,9	8,4	8,6	8,6	8,6
M	7,2	7,0	7,4	7,2	7,5	7,6	7,7	7,6	7,7	7,8	7,9	7,8
M	7,8	7,9	8,0	7,9	8,0	8,2	8,1	8,1	8,3	8,3	8,4	8,3
M	7,6	7,9	7,9	7,9	7,6	7,7	7,8	7,7	8,1	8,0	8,3	8,1
M	8,0	8,4	8,4	8,4	8,7	8,7	8,9	8,7				
M	8,2	8,4	8,4	8,4	8,0	8,0	8,2	8,0				
M	8,6	8,6	8,7	8,6	8,4	8,3	8,4	8,4				

ANEXO X - Resultados (cm) do teste de flexibilidade (Testeips) para o sexo feminino e masculino.

Sexo	Testeips1				Testeips2				Testeips3			
	1a.	2 ^a .	3a.	Mediana	1a.	2 ^a .	3a.	Mediana	1a.	2a.	3a.	Mediana
F	6,7	6,8	6,6	6,7	6,8	7,0	7,0	7,0	6,0	5,8	6,0	6,0
F	7,8	7,9	8,1	7,9	7,5	7,7	7,8	7,7	7,5	7,0	7,6	7,5
F	7,0	7,2	7,8	7,2	6,9	6,1	6,2	6,2	7,4	8,0	7,6	7,6
F	6,5	7,0	7,5	7,0	6,5	6,3	6,7	6,5	7,0	7,6	7,4	7,4
F	5,2	5,3	5,3	5,3	5,0	4,5	5,1	5,0	5,0	5,1	5,2	5,1
F	7,5	8,0	8,0	8,0	7,0	7,6	7,5	7,5	8,3	8,7	8,8	8,7
F	7,8	8,3	8,0	8,0	7,9	8,3	8,3	8,3	6,0	6,0	6,0	6,0
F	7,0	7,1	7,0	7,0	6,5	6,7	6,7	6,7	7,8	8,4	8,2	8,2
F	7,2	7,7	7,4	7,4	7,1	7,2	7,1	7,1	7,2	7,0	7,1	7,1
F	6,0	6,8	6,4	6,4	6,6	6,2	6,2	6,2	6,4	6,0	6,6	6,4
F	5,6	6,6	5,9	5,9	6,0	6,2	6,0	6,0	7,0	6,6	6,6	6,6
F	5,4	5,6	5,4	5,4	5,4	5,5	5,5	5,5	5,7	6,1	6,0	6,0
F	5,5	5,6	5,5	5,5	5,5	5,4	5,8	5,5	5,5	5,0	5,5	5,5
F	7,0	7,2	7,0	7,0	6,6	6,6	6,7	6,6	7,0	6,6	7,0	7,0
F	7,0	7,0	7,1	7,0	6,5	7,0	7,1	7,0	6,0	6,0	6,1	6,0
F	6,0	6,6	6,8	6,6	6,1	6,1	6,5	6,1	6,4	6,3	6,5	6,4
F	6,0	6,3	6,4	6,3	5,7	5,6	5,7	5,7				
F	7,4	7,6	7,7	7,6	6,8	6,8	6,7	6,8				
F	7,5	7,7	7,6	7,6	6,9	6,8	6,8	6,8				
M	6,2	6,3	6,3	6,3	6,0	6,8	6,8	6,8	6,7	6,9	6,7	6,7
M	6,6	6,6	6,8	6,6	6,0	6,0	6,0	6,0	6,5	6,5	6,5	6,5
M	4,8	4,9	4,9	4,9	4,2	4,6	4,6	4,6	4,0	4,0	4,0	4,0
M	5,8	5,8	5,8	5,8	5,2	5,3	5,3	5,3	6,6	6,6	6,7	6,6
M	6,3	6,5	6,6	6,5	5,5	5,6	5,6	5,6	6,1	6,0	6,4	6,1
M	7,2	7,3	7,3	7,3	6,9	7,0	6,9	6,9	7,5	7,6	7,7	7,6
M	6,8	6,9	6,9	6,9	6,6	6,7	6,6	6,6	6,9	6,9	7,1	6,9
M	6,2	6,3	6,5	6,3	6,4	6,6	6,6	6,6	7,8	7,8	7,8	7,8
M	7,7	8,0	7,9	7,9	7,3	7,5	7,5	7,5	7,2	7,4	7,4	7,4
M	6,2	6,3	6,3	6,3	6,0	6,0	6,1	6,0	6,5	6,5	6,6	6,5
M	6,2	6,2	6,2	6,2	6,5	6,8	6,7	6,7	6,8	6,8	6,8	6,8
M	6,0	6,1	6,0	6,0	6,4	6,3	6,3	6,3	6,6	6,7	6,7	6,7
M	5,2	5,1	5,2	5,2	5,4	5,6	5,6	5,6	6,1	6,0	5,9	6,0
M	6,0	6,0	6,0	6,0	6,5	6,4	6,6	6,5	7,0	6,9	7,0	7,0
M	5,5	5,5	5,5	5,5	6,2	6,5	6,8	6,5	6,6	6,5	6,7	6,6
M	5,8	5,9	5,9	5,9	5,6	5,6	5,9	5,6				
M	5,0	5,1	5,0	5,0	5,4	5,7	5,8	5,7				
M	6,8	6,9	7,0	6,9	6,8	6,8	7,0	6,8				

ANEXO XI - Flexibilidade com medida angular na radiografia para o sexo feminino.

Ângulo Medida1	Ângulo Medida2	>Ângulo
54	54	54
47	46	47
64	62	64
78	80	80
51	52	52
84	83	84
56	56	56
81	81	81
67	67	67
68	68	68
49	51	51
70	70	70
66	66	66
43	44	44
70	70	70
60	60	60
40	41	41
74	74	74
75	74	75
$\bar{X} = 63$ DP= 13	$\bar{X} = 63,7$ DP= 12,7	$\bar{X} = 63,3$ DP= 12,8

Flexibilidade com medida angular na radiografia para o sexo masculino

Ângulo Medida 1	Angulo Medida 2	> Ângulo
53	54	54
68	67	68
37	37	37
60	61	61
58	60	60
80	80	80
67	65	67
46	45	46
80	80	80
63	62	63
74	74	74
87	87	87
62	62	62
64	63	64
61	63	63
82	81	82
57	59	59
70	71	71
53	54	54
$\bar{X} = 64,3$ DP= 12,7	$\bar{X} = 64,4$ DP= 12,4	$\bar{X} = 64,8$ DP= 12,5

ANEXO XII - Distância da crista ilíaca (L5) a 16,8 cm na coluna vertebral para o sexo feminino e 17,2 cm na coluna vertebral para o sexo masculino, medidas na radiografia.

Sexo	Vértebra	Sexo	Vértebra
Fem	T12	Masc	T12
Fem	T12	masc	L1
Fem	T12	Masc	T12
Fem	T12	Masc	T12
Fem	T11	Masc	L1
Fem	T11	Masc	T12
Fem	T12	Masc	T12
Fem	T12	Masc	T11
Fem	T12	masc	T12
Fem	T12	Masc	T12
Fem	T12	Masc	L1
Fem	T12	Masc	T11
Fem	T11	Masc	T11
Fem	T11	Masc	T11
Fem	T12	Masc	T11
FEm	T11	Masc	T11
Fem	T12	Masc	T12
Fem	T12	Masc	T12
Fem	T12		

ANEXO XIII- Distância (cm) e desvio padrão da T12 a S1 em repouso (antero-posterior) em repouso (lateral) e em flexão de tronco medida na radiografia.

Masculino			Feminino		
AP	Lat.	Flexão	AP	Lat.	Flex.
18,6	20,5	21	18,5	19,8	23,4
21,2	22,2	23,5	19,4	19,8	21,7
19	20,6	21,5	18	19,8	20,7
18,6	19,5	22,2	19,1	18,8	20,6
20,1	21,1	22,9	16,8	18	20,1
19	18,5	22,2	18,1	18,5	19,7
20,7	21,6	23,6	17	17,2	19,9
18,5	20	21,4	17,9	19,9	21,4
20	20,5	22,2	16,8	17,9	20,6
18,6	20	21,6	18,5	19	21,3
21,5	23	24	18,5	19,5	21,7
18,6	20,9	19,5	19,1	21,4	21,2
19,6	20,5	23,6	17	17,2	24,6
19,5	20,9	22,9	19,8	20,9	21,9
20,8	20,2	23,1	18,4	19,2	21,3
16,8	16,8	20,4	16,6	17	19,3
20,5	22,7	23,2	16,8	18	19,7
19,7	21,1	24,2	18,2	18	20,8
-	-	-	18	19,1	20,1
M= 19,5	M= 20,5	M=22,3	M=18	M=18,8	M=21
DP=1,5	DP=1,4	DP=1,2	DP=0,9	DP=1,2	DP=1,3