

# ESTUDO DA FORÇA, FLEXIBILIDADE, RESISTÊNCIA E POSTURA EM TENISTAS COM LOMBALGIA

Antônio Carvalho Cruz Neto<sup>1</sup> | Marcelo Augusto Ferreira Cruz<sup>2</sup>  
Paulo Rogério Cortez Leal<sup>3</sup> | Felipe Lima de Cerqueira<sup>4</sup>

Enfermagem



## RESUMO

O presente estudo objetivou correlacionar a força, a flexibilidade, a resistência, o ângulo lombar e pélvico em praticantes de tênis de campo de elite da cidade de Aracaju-SE com sintomas de lombalgia. Foram avaliados 10 tenistas do sexo masculino, com idade = 30,3 (8,5) anos; Peso = 74, 6 (16,8) kg; Altura = 1,73 (1,69 - 1,75) m IMC = 24, 3 (3,9) kg/m. O ângulo pélvico (AP) e lombar (ACL) foram quantificados por meio da biofotogrametria, a flexibilidade por meio da fleximetria, a resistência muscular pelos testes de Robertson e Sorensen e a força muscular por meio da dinamometria digital. Os dados pessoais e relacionados à prática desportiva específica foram colhidos por meio de questionário. Foi verificado que os avaliados com maior encurtamento de flexores uniarticulares do quadril apresentaram correlação forte com o ACL, ( $r = 0,71$ ); e moderada com AP ( $r = 0,62$ ). Na análise de correlação entre a força e a resistência da musculatura paravertebral, foi encontrada uma correlação moderada e negativa ( $r = -0,42$ ), já correlação entre a força e a resistência da musculatura abdominal foi encontrada uma correlação moderada positiva ( $r = 0,54$ ). Conclui-se que os praticantes de tênis de campo com lombalgia, possuem encurtamento dos flexores do quadril uniarticulares, dos isquiotibiais e pouca resistência dos flexores e extensores do tronco, levando a alterações no ACL e AP.

## PALAVRAS-CHAVE

Tenistas. Flexibilidade. Lombalgia.

## ABSTRACT

The present study aimed to correlate the strength, flexibility, endurance, lumbar and pelvic angle in people who play tennis with symptoms of lumbago in the city of Aracaju. Fitness evaluation was performed in 10 male tennis players, aged = 30,3 (8,5) years old; Weight =74, 6 (16,8) kg; Height=1,73 (1,69 - 1,75) m; BMI= 24, 3 (3,9) kg/m. The pelvic tilt (P.A) and lumbar (L.A) were quantified through photogrammetry, the flexibility through fleximetry, muscular endurance by Robertson and Sorensen tests and muscular strength through digital dynamometry. Personal data and related to this particular physical activity were collected through survey. It was found that the subjects with higher shortening of single joint hip flexors have showed a strong correlation with the ACL ( $r= 0,71$ ); and moderate with AP( $r=0,62$ ). In the analysis of correlation between the strength and endurance of paraspinal muscles, it was found a moderate and negative correlation ( $r=0,42$ ), however the correlation between the strength and the endurance from the abdominal muscles was a moderate and positive correlation ( $r=0,54$ ). It is concluded that tennis players with low back pain, have shortening of the hip flexors single joint, of hamstrings and low endurance of flexors and trunk extensors, leading to changes in ACL and AP.

## KEYWORDS

Tennis Player. Flexibility. Low Back Pain.

## 1 INTRODUÇÃO

O tênis de campo teve suas origens no *jeu de paume* (jogo de palma) praticado na França e Itália no século XVI e derivado dos jogos de bola greco-romano. Em 1874, o major inglês Walter Wingfield estudou e analisou os primórdios do tênis e realizou adaptações em suas regras. Logo em seguida o esporte passou a ser conhecido como tênis, numa derivação do francês *tenez*, que corresponde à pega (LINDENBERG, 1976).

Segundo a Confederação Brasileira de Tênis (CBT) existe um crescimento considerável de praticantes de tênis, bem como a sua popularidade na última década em todo o mundo, o que é justificado pelo surgimento de grandes atletas nos últimos anos (FU, 2001). Apesar do sucesso proporcionado pelo tênis de campo aos seus praticantes, tanto no âmbito competitivo como no recreacional, muitos atletas não atingem um alto nível devido a problemas ortopédicos e traumatológicos resultantes da prática excessiva ou inadequada do esporte (SILVA et al., 2005).

Caracteriza-se como um esporte que possui atividade física complexa, exigindo dos praticantes importante aptidão física, controle motor e conhecimento adequado do gesto desportivo (TAROUÇO, 2006). Segundo Cohen; Abdalla, (2003); Linhares, (2007), os diversos tipos de lesões decorrentes do tênis de campo acometem em sua maioria a coluna vertebral independentemente de serem amadores ou profissionais. Dentre as causas mais frequentes de lesões, os movimentos bruscos, técnica inadequada de treinamento, saídas rápidas com

mudanças constantes de direção e falta de sinergismo entre agonista/antagonista, são notadamente os mais incidentes (VRETAROS, 2002).

A solicitação física desproporcional entre os músculos estabilizadores do quadril, é um dos principais fatores para o desenvolvimento de desequilíbrios biomecânicos, que por sua vez propiciam o aumento no ângulo de inclinação pélvica. Este aumento tem sido descrito como um fator desencadeante para alterações posturais na coluna vertebral, tais como a acentuação da curvatura lombar, podendo desenvolver lombalgia (MCCREARY, PROVANCE, KENDALL, 2007), (WATKINS, 1999), (PANJANBI, 2003).

Segundo Van Dieen (2008), existe uma forte relação entre a lombalgia e diminuição da função muscular, desenvolvida pela alteração na ativação dos músculos do tronco durante o movimento, redução da força e da resistência muscular, aumento da fadiga muscular, alteração no tamanho e na estrutura morfológica dos músculos, evoluindo para disfunções musculares por consequência da dor. Segundo Dagenais, (2010); Delitto, (2012) e Van Middelkoop e outros autores (2011), a dor lombar é considerada a maior causa de afastamento das atividades de vida diárias nos países norte-americanos, sendo um dos principais causadores da incapacidade musculoesquelética na população adulta.

Para a realização de uma prática saudável deve-se levar em consideração o conhecimento adequado do gesto esportivo, bem como a postura do tenista durante a prática desportiva, evitando possíveis alterações na biomecânica corporal. Dessa forma, os fisioterapeutas atuantes na prevenção e reabilitação desportiva necessitam ter como habilidade primária a capacidade de localizar e analisar uma alteração postural no atleta, realizando o tratamento apropriado. A avaliação sendo realizada de forma inadequada, o tratamento pode não ser satisfatório (COHEN, 2003). Para tal avaliação, podem ser utilizados instrumentos e técnicas de reconhecida cientificidade, fácil aplicação e baixo custo, como a fleximetria, (NORKIN e WHITE, 1995), avaliação da cinemática angular por meio da (biofotogrametria) (VILASBOAS e SANDOVAL, 2008), e a dinamometria.

Segundo Kibler; Safran (2005), no tênis, as taxas de incidência de dor lombar variam de 31 a 50% em relação a outros distúrbios musculoesqueléticos, representando uma das queixas mais comuns neste esporte. Dessa forma justifica-se o desenvolvimento deste estudo, com o objetivo de analisar a postura em tenistas que apresentam o sintoma de lombalgia, direcionando a avaliação para a flexibilidade dos músculos flexores e extensores do quadril, os ângulos da pelve e da curvatura lombar, força e resistência da musculatura lombar e abdominal.

## 2 MÉTODO

O delineamento do estudo foi observacional, transversal e analítico com abordagem quantitativa, com uma amostra do tipo não probabilística, selecionada por conveniência, composta por 10 atletas de tênis de campo filiados a Federação Sergipana de Tênis (FST), ranqueados na 1ª classe masculina, caracterizado como Lombalgia Mecânica Simples (Simple Mechanical Low Back Pain) pelo *Algoritchmic Categorization Of Low Back Pain* e classificados como incapacidade mínima 1% a 20% pelo *Índice Oswestry 2.0* de Incapacidade.

Os atletas fazem a prática esportiva durante 4 vezes por semana, com carga horária entre 3 a 4 horas. Os fatores de exclusão englobaram atletas com protrusão discal, espondilolistese, cirurgia prévia da coluna, sintomas radiculares, doenças inflamatórias, doenças reumáticas, câncer e que estivessem fazendo uso de relaxante muscular, de fármacos inibidores ou estimulantes do sistema nervoso central ou realizando tratamento fisioterapêutico durante o período da pesquisa. O estudo foi realizado na sede da Federação Sergipana de Tênis de Campo (FST), localizado na Av. Santos Dumont, S/Nº - Atalaia – Aracaju – Sergipe. Trabalho submetido ao comitê de ética, apresentando o seguinte protocolo: 260313.

A pesquisa foi dividida em 5 etapas:

**1º Etapa: Apresentação e familiarização:** Em um primeiro momento os sujeitos tiveram a oportunidade de se familiarizar com os procedimentos que seriam realizados posteriormente, e os objetivos dos mesmos. Antes do início da avaliação, os tenistas assinam o termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE 1), de acordo com os termos da resolução 196/96, de 10 de outubro de 1996, do Conselho Nacional de Saúde do Ministério da Saúde.

**2º Etapa: Questionário:** Os avaliados foram submetidos a um questionário (APÊNDICE 2), adaptado para fins desse projeto, contendo 28 tópicos com questionamentos abertos e fechados, abordando, respectivamente, a identificação e os aspectos relacionados a prática do tênis, utilizando-se como método a entrevista.

**3º Etapa: Postura e flexibilidade:** Foram analisados os ângulos da curvatura lombar (ACL) e ângulo pélvico (AP), bem como a flexibilidade dos músculos isquiotibiais (FI), flexores uniarticulares (FFU) e biarticulares (FFB) do quadril. Para isso, foi realizada a avaliação da cinemática angular, por meio de fotografias (Câmera Olympus, 7,2 Mega pixels, Japão). Desse modo, a máquina fotográfica foi fixada em um tripé, a 3 metros do indivíduo, perpendicular ao plano sagital, focando o tronco do mesmo. A angulação da lordose lombar foi quantificada na posição ortostática, no plano sagital direito (Figura 1). Para a avaliação computadorizada, utilizou-se o software CorelDraw X6, pela ferramenta de medida angular, foram identificados os processos espinhosos das vértebras L1 e L5, por meio de palpação e aderidas hastes de 5cm de comprimento e peso desprezível, permitindo a projeção dos pontos anatômicos, o cruzamento destas projeções determina o ACL.

FIGURA 1 – Avaliação do ângulo de curvatura lombar



Fonte: Dados da pesquisa.

Para a avaliação do AP, os avaliados foram posicionados no plano sagital esquerdo, sendo realizadas marcações com adesivos na espinha ilíaca ântero-superior e póstero-superior, como demonstrado na figura 2. No computador foi traçada uma linha horizontal (perpendicular ao fio de prumo) passando pela EIAS e outra ligando este ponto à EIPS. Entre estas duas retas foi traçado um ângulo que determina a inclinação pélvica, tendo como parâmetro de normalidade a simetria entre a EIAS e EIPS (KAPANDJI, 2000).

FIGURA 2 – Avaliação do ângulo pélvico



Fonte: Dados da pesquisa.

A avaliação da FI e dos FFU, FFB, foi baseada, respectivamente, no Teste de elevação da perna estendida e no Teste de Thomas proposto por Kendall (2007), utilizando um flexímetro de marca *Sanny* (Flexímetro *Sanny*, China) com tiras em velcro. Para o primeiro teste, os sujeitos permaneceram em decúbito dorsal sobre maca rígida (posição inicial). A perna não avaliada foi estabilizada na maca por meio de fixação com cinta de velcro, enquanto a coxa avaliada

foi fletida passivamente pelo pesquisador mantendo o joelho estendido por meio de uma tala, e o tornozelo relaxado até ocorrer restrição do movimento. O flexímetro foi posicionado na região lateral da perna avaliada sendo a FI considerada normal quando o instrumento indicar ângulo mínimo de 80° (KENDALL, 2007) (Figura 3).

FIGURA 3 – Avaliação da flexibilidade dos isquiotibiais



Fonte: Dados da pesquisa.

Para o segundo teste, os sujeitos adotaram a mesma posição inicial, a coxa do segmento não avaliado foi flexionada a 125 graus (confirmado pelo flexímetro), sendo posicionado na face lateral da coxa para que não ocorresse alteração no ângulo com alguma movimentação de joelho, e estabilizada nesta angulação por meio de fixação com uma cinta de velcro. Após o posicionamento do paciente, o flexímetro foi fixado na face lateral da perna a ser avaliada sendo verificada no segmento oposto a ocorrência de movimentos compensatórios de flexão do quadril (posição final). Ainda segundo Kendall (2007), espera-se como padrão de normalidade para a FFU que a coxa toque a mesa (representando 0°) e 80° de flexão do joelho para a FFB do quadril (Figura 4).

FIGURA 4 – Avaliação da flexibilidade dos flexores uni articulares e bi articulares do quadril



Fonte: Dados da pesquisa.

4º Etapa: Avaliação da força: A força da musculatura lombar (FL) e abdominal (FA) foram analisadas por meio de um dinamômetro digital contendo uma célula de carga ligada a um Eletromiógrafo (EMG System do Brasil, 8 canais, Brasil). Os dados foram processados pelo software EMGLab em um notebook de marca (Samsung, 2,4 GHz, Seul).

Para a avaliação da FL, utilizou-se a padronização sugerida por Lippert (2000), onde a célula de carga foi fixada no chão e o indivíduo avaliado posicionado em ortostatismo, pés apoiados e paralelos, joelhos estendidos, coluna inicialmente fletida com ângulo de 130º a 140º. Ao comando do avaliador, o avaliado empregou a maior força possível enquanto estendia a coluna (Figura 5).

FIGURA 5 – Avaliação da força lombar



Fonte: Dados da pesquisa.

Já na mensuração da FA, a célula de carga foi fixada na parede atrás do voluntário e ligada a este pelos ombros por meio de uma cinta de velcro. Em sedestação, o indivíduo pesquisado realizou uma inclinação anterior do tronco através da contração isométrica voluntária máxima (CIMV) dos abdominais (Figura 6)

FIGURA 6 – Avaliação de força abdominal



Fonte: Dados da pesquisa.

Em ambos os testes foram realizadas 4 repetições, sendo a primeira para a familiarização dos movimentos e as 3 seguintes para aferição da força, considerando-se como resultado a média entre os 3 últimos valores. Foram usados os comandos verbais “Prepara”, para o posicionamento do indivíduo, “Vai; Força; Força; Força; Relaxa”, para a realização do teste, com intervalo de um segundo entre cada comando e trinta segundos entre cada repetição.

5º Etapa: Avaliação da Resistência: Foi avaliada a resistência dos músculos abdominais (RA), através do teste modificado de abdominais por minuto de Robertson (ROBERTSON, 1987) (Figura 7), onde o participante foi posicionado em um colchonete com o quadril e o joelhos flexionados e as mãos ao lado do tronco. O teste consiste em medir o número de repetições máximas de flexões de tronco retirando as escápulas do chão, durante um minuto. Já a resistência dos paravertebrais lombares (RPL) foi avaliada pelo teste de Sorensen (LATIMER et al.,1999) (Figura 8). Nesse teste, o participante foi colocado em decúbito ventral em uma maca com a metade inferior do corpo abaixo das espinhas ilíaca ântero-superiores amarradas na maca com alças de segurança em três posições: na altura dos tornozelos, na face posterior do joelho e na altura do trocânter maior do fêmur. As alças de segurança foram reforçadas tão firme quanto possível, considerando o conforto do participante. O teste envolve manter o tronco suspenso na horizontal sem suporte até a fadiga máxima (exaustão). A medida foi



o tempo-limite em segundos e a carga foi em função do peso do tronco, equivalente a uma carga relativa entre 40-60% do peso corporal.

FIGURA 7 – Avaliação da resistência dos músculos abdominais



Fonte: Dados da pesquisa.

FIGURA 8 – Avaliação da resistência dos paravertebrais lombares



Fonte: Dados da pesquisa.

### 3 ANÁLISE ESTATÍSTICA

As variáveis numéricas foram testadas quanto à distribuição de normalidade por meio do teste *Shapiro-Wilk*. Quando o pressuposto de normalidade foi aceito, as variáveis foram apresentadas em média ( e desvio padrão (DP) , quando não, os dados foram apresentados em mediana (Md) e quartis (25 - 75%). O dimídio dos músculos foi considerado fator intra-sujeito e para esta análise foi utilizado o teste *t de Student* para amostras dependentes. Para a análise de correlações foram utilizados os testes de *Pearson* ou *Spearman*, de acordo com a normalidade dos dados. A significância estatística foi estipulada em 5% ( $P \leq 0,05$ ). Para todas as análises, foi utilizado o programa Statistical Package for Social Sciences (SPSS®), versão 15.0.

### 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os dados antropométricos idade, massa corporal e IMC apresentaram distribuição normal, dessa forma foram expostos em média ( e desvio padrão (DP), exceto a variável altura, que saiu da normalidade, sendo apresentado em mediana (Md) e quartis (25 - 75%). As características da amostra estão apresentadas na tabela 1.

TABELA 1 – Características antropométricas da amostra

Variável	(DP)	Mínimo – Máximo
<b>Idade (anos)</b>	30,3 (8,5)	16 – 43
<b>Massa corporal (kg)</b>	74,6 (16,8)	56 – 107
<b>Altura (m)</b>	1,73 (1,68 – 1,75)*	1,68 – 1,91
<b>IMC (Kg/m<sup>2</sup>)</b>	24,3 (3,9)	19,61 – 32,66

= média; DP = desvio-padrão; kg = quilograma; m = metros. \* Valor em mediana e seus quartis (25-75%).

Na análise de comparação entre os dimídios foi encontrada diferença apenas para a flexibilidade dos isquiotibiais ( $p = 0,010$ ). Para as demais comparações não foram encontradas diferenças significantes (Tabela 2).

Na aferição da flexibilidade dos isquiotibiais direito e esquerdo foi obtido como resultado 65,8 e 62,5 graus respectivamente, já nos flexores uniarticulares (Iliopsoas, pectíneo e ilíaco), e flexores biarticulares (Reto femoral, sartório, tensor da fáscia lata), foi obtido resultados de 8,3 e 9,6 graus para os uniarticulares e 61,8 e 63,7 para os biarticulares como está demonstrado na Tabela 2. Ao comparar a flexibilidade desses músculos com o valor descrito na literatura por Kendall (2007), onde o valor de referência é de 80°, tanto para isquiotibiais como para flexores do quadril biarticulares, e 0° para os flexores do quadril uniarticulares, é possível constatar que os tenistas que relatavam dor lombar apresentaram encurtamento muscular dos flexores do quadril uniarticulares e flexores do quadril biarticulares bem como dos isquiotibiais.

De acordo com Feingold (1986), um déficit de flexibilidade está diretamente ligado a um aumento das lesões relacionadas à tensão muscular, pois uma diminuição da amplitude de movimento em uma articulação exige compensação em outra. Segundo Sandoval,

(2002); Witvrouw e outros autores e Grau (2003), na prática desportiva a flexibilidade se encontra diretamente relacionada tanto com lesões musculares quanto com o desempenho esportivo. Dessa forma, a inflexibilidade dos músculos citados, podem ser um dos principais fatores do desenvolvimento da dor lombar durante a prática do tênis de campo, queixa presente em todos os atletas submetidos à pesquisa. Pequini (2005) pesquisou ciclistas, não identificando relações estatisticamente significativas entre flexibilidade estática e todos os tipos de lesões.

TABELA 2 – Comparação dos valores de entre os lados dos músculos

Variável	(DP)	P
FID	65,8 (6,7)	0,010
FIE	62,5 (6,7)	
FFUD	8,3 (3,1)	0,301
FFUE	9,6 (4,3)	
FFBD	61,8 (8,4)	0,103
FFBE	63,7 (7,9)	

Resultados: Valores são apresentados em média e desvio padrão. Variáveis: FID (Flexibilidade do grupo de isquiotibial direito), FIE (Flexibilidade do grupo isquiotibial esquerdo), FFUD (Flexibilidade de flexor uniarticular direito), FFUE (Flexibilidade de flexor uni articular esquerdo), FFBD (Flexibilidade de flexores bi articulares direito), FFBE (Flexibilidade de flexores biarticulares esquerdos). Diferenças significantes ( $p < 0,05$ ).

Na Tabela 3 estão descritos os valores de força e resistência da musculatura abdominal e paravertebral e os ACL E AP com seus respectivos valores de referência.

A Força dos músculos abdominais a média encontrada foi de 9,5 (1,4) kgf, para força da musculatura paravertebral a média foi de 35,8 (6,9) kgf. Na resistência da musculatura abdominal foram encontradas 30,0 (26,5 – 30,0) repetições, na resistência da musculatura paravertebral foram encontradas 46,3 (25,0) segundos.

A avaliação do ACL e AP por meio da análise da biofotogrametria apresentaram como valores médios 37,5 graus para o ACL e -10 graus para o AP. Pode-se constatar que os valores médios apresentados confirmam uma alteração postural com um aumento da curvatura lombar associado ao aumento do ângulo pélvico, justificado por Kapandji (2000) que traz como valores de referência 35 graus para curvatura lombar e uma simetria das EIAS e EIPS para o AP. Quando correlacionado o ângulo de curvatura lombar, com o ângulo pélvico, obtive-se uma correlação positiva e forte ( $r = 0,82$ ) (Figura 9).

Segundo Bienfait (1993), a pelve encontra-se em equilíbrio quando as espinhas ilíacas ântero superiores (EIAS) e as espinhas ilíacas póstero inferiores (EIPi) apresentam-se na mesma linha horizontal. O mesmo autor afirma como normalidade nos homens, inclinações posteriores iguais ou inferiores a um centímetro, e inclinações anteriores iguais ou inferiores a um centímetro nas mulheres. De acordo com Mellion (1994), a angulação da curvatura lombar está diretamente relacionada ao posicionamento da pelve, qualquer alteração no posicionamento anteroposterior da pelve, associado a desequi-

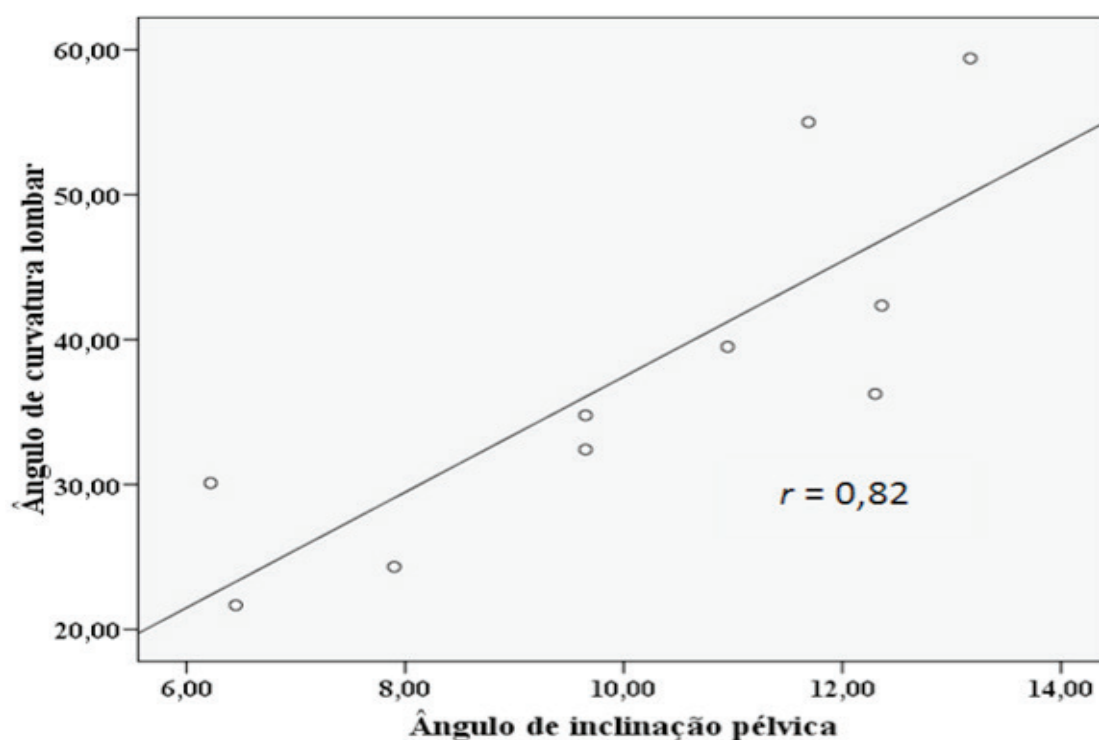
lábrios musculares, resulta em uma resposta compensatória de diminuição ou aumento da curvatura lombar.

TABELA 3 – Características antropométricas da amostra

Variável	(DP)	Referência
Resistência dos músculos abdominais	30,0 (26,5 – 30,0)*	70 rep
Resistência dos músculos paravertebrais	46,3 (25,0)	240 seg
Força da musculatura abdominal	9,5 kgf (1,4)	
Força da musculatura paravertebral	35,8 kgf (6,9)	
Ângulo de curvatura lombar	37,5 (12,1)	35 graus
Ângulo de inclinação pélvica	- 10,0 (2,4)	0 graus

= média; DP = desvio-padrão; rep = repetições; seg = segundos. \* Valor em mediana e seus quartis (25-75%).

FIGURA 9 – Correlação entre o ângulo de curvatura lombar e o ângulo de inclinação pélvica



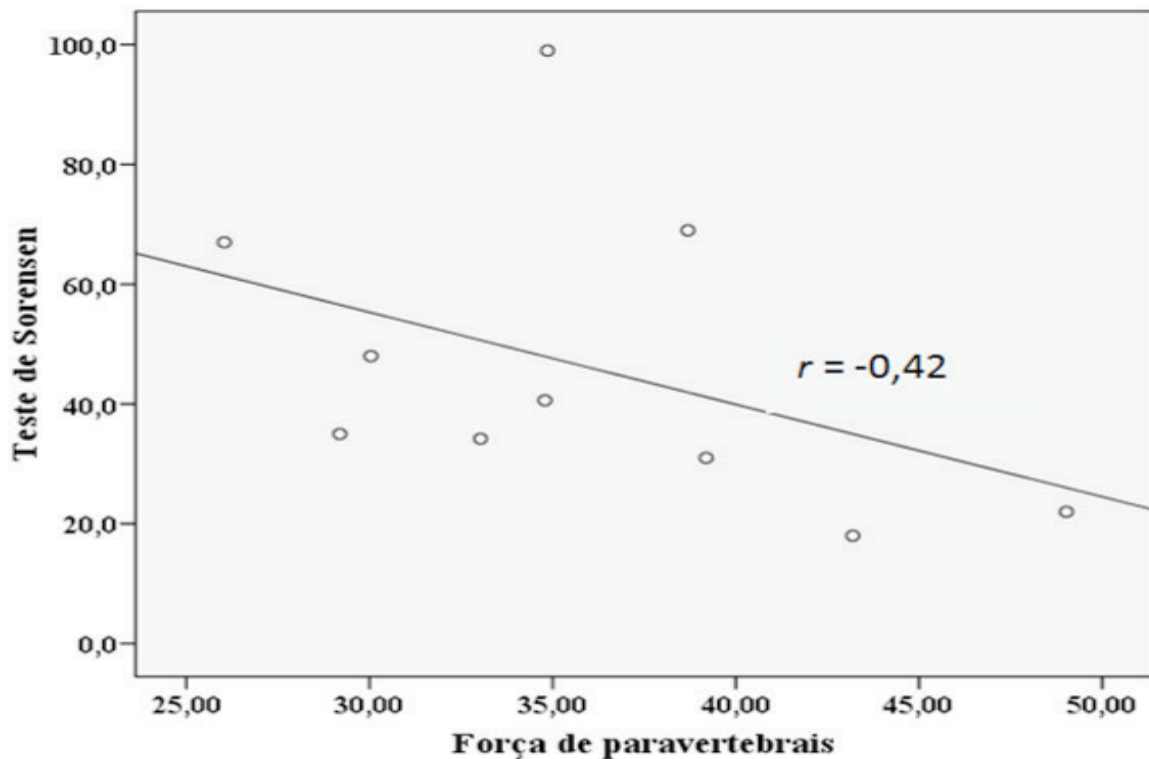
Os gestos esportivos característicos do tênis de campo envolvem movimentos bruscos com saídas rápidas e constantes, e principalmente movimentos de extensão realizados e localizados na região lombar. Lapiere (1982) afirma existir uma forte relação com a inclinação anterior da pelve em esportistas que executam esses movimentos de extensão de forma constante nessa região.

Quando correlacionado a força e a resistência da musculatura extensora de tronco foi obtido uma correlação moderada e negativa ( $r = -0,42$ ) (figura 10). De acordo com Asplund;

Webb; Barkdull, (2005), caso a musculatura extensora do tronco não se encontre bem condicionada e inapta a manter a extensão, poderá gerar fadiga muscular, e a tensão excessiva gerada pode resultar em um aumento da curvatura lombar, gerando dor.

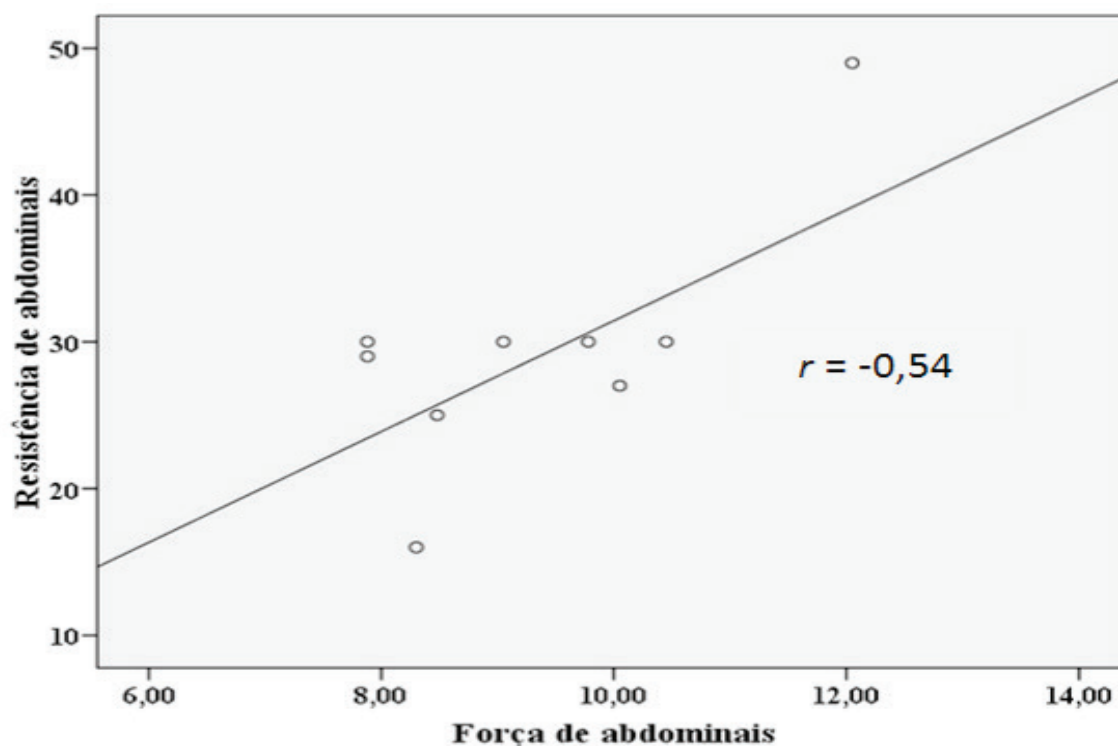
Segundo Costa (2004), a hipotrofia dos músculos estabilizadores do tronco é uma das principais causas da dor lombar, por desenvolver fraqueza e uma instabilidade da coluna lombar. Cecin; Sato; Chahade (2000) afirmam que os músculos eretores da coluna vertebral, mantidos em uma contração do tipo isométrica de maneira constante, conseqüentemente entram em fadiga, desenvolvem isquemia e também se tornam dolorosos. Essa tensão em excesso na fixação miofascial do periósteo, também, é um fator resultante de dor lombar. Dessa forma, é de extrema importância o desenvolvimento de uma musculatura forte, porém resistente para manter uma estabilização eficiente e funcional.

FIGURA 10 – Correlação entre o teste de *Sorensen* (resistência de paravertebrals) e força de paravertebrals



Na correlação entre a força e a resistência da musculatura abdominal foi encontrada uma correlação moderada positiva ( $r = 0,54$ ) (Figura 11), isso quer dizer que as duas variáveis são diretamente proporcionais, ou seja, à medida que a força abdominal aumenta a resistência tende a aumentar. Segundo Hodges (2003), existe uma forte relação entre uma musculatura abdominal bem condicionada, com a manutenção de uma postura a partir de uma estabilização pélvica exercida por essa musculatura. Já Youdas (2000), desenvolveu um estudo demonstrando que o grau de força da musculatura abdominal não exerce ação no aumento da curvatura lombar na posição ereta.

FIGURA 11 – Correlação entre o teste de resistência e força de abdominais



Nas figuras 12 e 13 foi obtida uma correlação forte ( $r = 0,71$ ) entre ACL e a flexibilidade dos flexores uniarticulares, e uma correlação moderada ( $r = 0,62$ ) entre o AP e os flexores uniarticulares respectivamente, o que pode ser justificado por Kendall (2007), que os músculos flexores do quadril uniarticulares encurtados, provocam uma inclinação anterior da pelve em ortostatismo, gerando um aumento do ângulo da curvatura lombar quando ereto. De acordo Shaughnessy; Caufield (2004) a deficiência dos flexores do quadril uniarticulares de esticar-se e alongar-se é um fator primordial para alterações do ângulo lombar e pélvico.

Para a postura ereta, é necessário que o quadril se estenda, dessa maneira a extensão das articulações coxofemorais causam tração simultânea da coluna lombar por meio da inserção do músculo psoas, resultando em um aumento da lordose lombar. Não houve correlação entre o ACL e AP com os músculos flexores do quadril biarticulares. O presente achado pode ser fundamentado por Kendall (2007), afirmando que o grau de contração comumente observado nos flexores de quadril biarticulares, não causa lordose na posição em pé, pois os músculos não são alongados acima da articulação do joelho quando em extensão.

FIGURA 12 – Correlação entre o ângulo de curvatura lombar e a flexibilidade de flexores uniarticulares

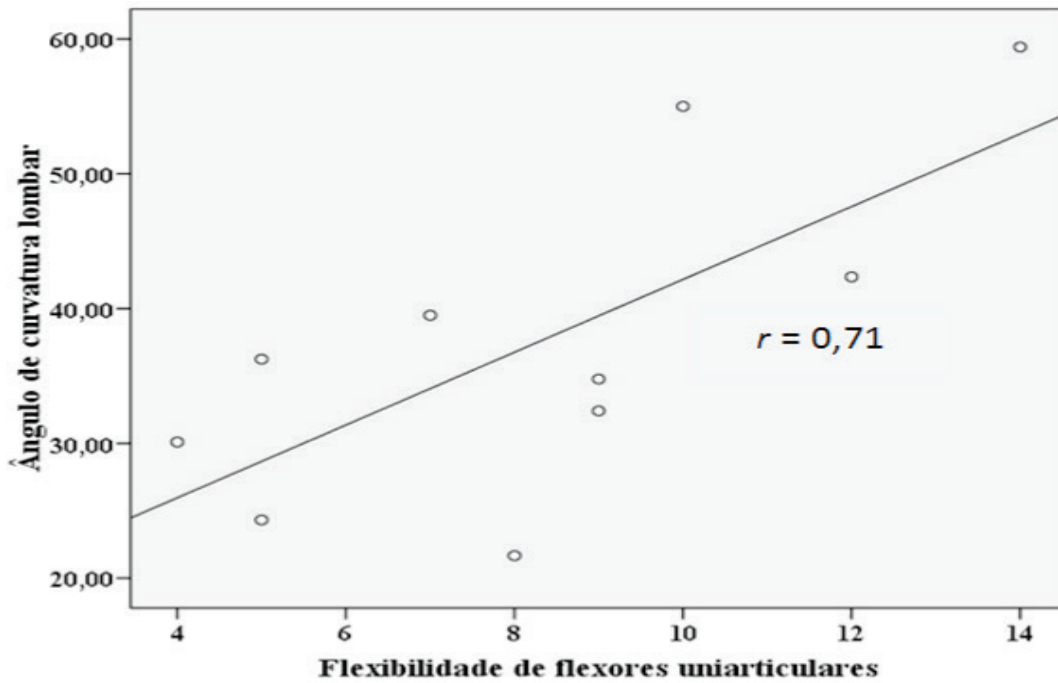
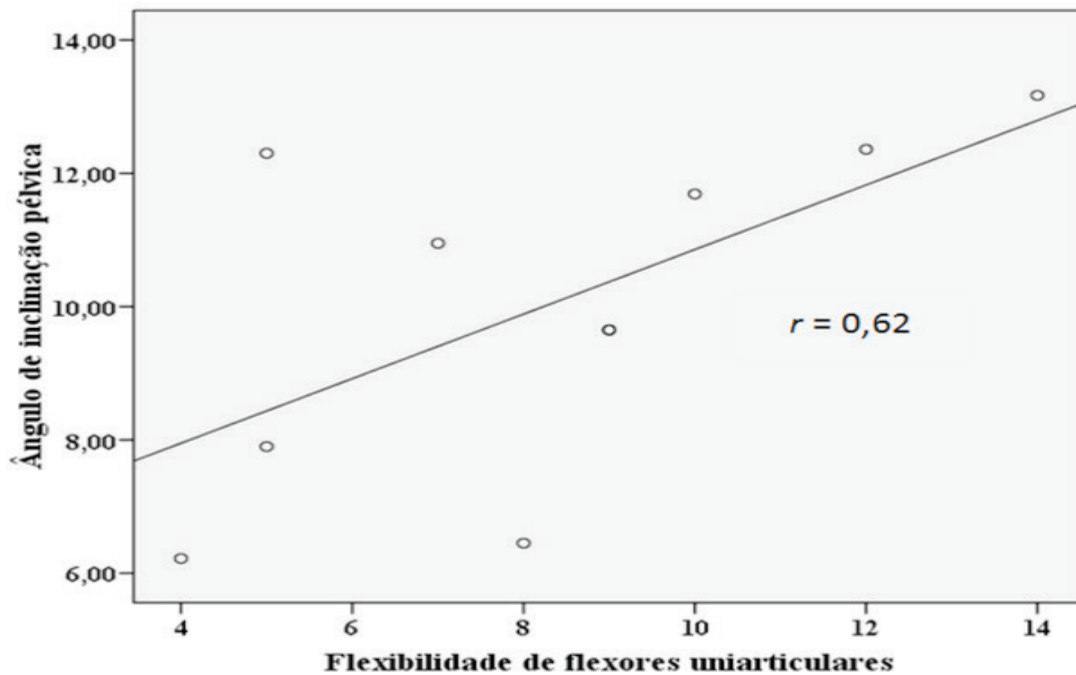


FIGURA 13 – Correlação entre o ângulo pélvico e a flexibilidade de flexores uniarticulares



As correlações existentes entre as outras variáveis estudadas não apresentaram relevância científica. Dentre as variáveis estudadas é notável a correlação entre a flexibilidade dos isquiotibiais direito e esquerdo com o ângulo de curvatura lombar e a correlação entre a força de paravertebral e o aumento da curvatura lombar. A primeira justifica-se de acordo com Kendall (2007) e Glasser, (2005), que quanto maior o encurtamento dos isquiotibiais, maior será a retroversão pélvica, conseqüentemente diminuindo o ângulo lombar.

Alguns estudos defendem que uma diminuição da flexibilidade dos isquiotibiais resulta no excesso de mobilidade na coluna lombar desenvolvendo um aumento das forças de cisalhamento entre as vértebras, elevando a possibilidade de lesão (Escola; McClure; Fitzgerald; Sigler, (1996). McGill (2007) e Jonhson e Thomas (2010) se mostram contrários à citação anterior, afirmando não existir correlação entre redução da flexibilidade dos músculos isquiotibiais e o excesso de movimento na coluna lombar. Já a segunda correlação os resultados se mostram contrários ao que diz a literatura, onde segundo Kendall (2007), indivíduos com maior ACL, apresentam mais força da musculatura lombar e menor força da musculatura abdominal.

Para evitar o aparecimento de possíveis lesões e obtenção do melhor desempenho dos tenistas, segundo Knudson e Blackwell (2000) além da força e / ou resistência, flexibilidade, é preciso levar em consideração a técnica incorreta e equipamentos inadequados adotados pelo tenista durante a prática. O encargo de auxiliar os desportistas por meio da prevenção e reabilitação das lesões, corrigindo erros biomecânicos e desequilíbrios musculares estão diretamente ligados ao fisioterapeuta atuante na área (PALERMO, 2003).

## 5 CONCLUSÃO

Com base nos resultados encontrados neste estudo, pode-se concluir que os atletas de elite praticantes de tênis de campo com dor lombar, apresentaram encurtamento dos flexores do quadril uniarticulares, biarticulares e isquiotibiais, apresentando uma maior significância estatística para os flexores de quadril uniarticulares. Foi possível estabelecer uma relação de que esse encurtamento pode causar alterações no ACL e AP, sendo um dos possíveis fatores para o desenvolvimento da dor lombar, como foi encontrado nas avaliações. Foi verificado, também, que a correlação existente entre força de abdominais e o ACL, bem como da força lombar e o ACL tem um coeficiente praticamente nulo, assim como se interpreta que houve uma relação fraca entre o aumento da força lombar e o aumento do ACL.

Dessa forma, não foi possível estabelecer correlações diretas entre flexibilidade, alterações posturais, força e resistência muscular, nos atletas praticantes de tênis de campo com dor lombar. Sugere-se que se desenvolva mais estudos sobre o tema em questão com um maior número de voluntários, estabelecido por meio de cálculo amostral, para que se obtenha resultados mais significantes no âmbito das alterações biomecânicas no atleta de tênis de campo, bem como a sua relação com a dor lombar.



## REFERÊNCIAS

ADAMS, M. A.; HUTTON, W. C. **The effect of posture on the fluid content of lumbar intervertebral disc spine.** V. 8, n. 1, 1983, p. 665-671.

ASPLUND, C.; WEBB, C.; BARKDULL, T. **Neck and Back Pain in Bicycling.** Current Sports Medicine Reports, 2005.

AVANZI, O; CAMARGO, O. **Ortopedia e traumatologia:** conceitos básicos de diagnóstico e tratamento. 2. ed., Roca, 2009.

BIENFAIT, M. **Os desequilíbrios estáticos:** fisiologia, patologia e tratamento fisioterapêutico. 4. ed. São Paulo: Summus, 1993.

BINI, R. Revisão etiológica da lombalgia em ciclistas. **Revista Brasileira de Ciência e Esporte de Florianópolis.** V. 33, n. 2, 2011, p. 507-528.

CECIN, HÁ; SATO, EI; CHAHADE, WH. **1º Congresso Brasileiro sobre Lombalgia e Lombocia- talgia.** São Paulo: Julho, 2000.

CHRISTIE, H.; KUMAR, S.; WARREN, S. **Posturalaberration in low back pain.** Arch Phys Medfc3gvd Rehabil. 1995, p. 218-224.

COHEN, M.; ABDALA, R. J. **Lesões no esporte:** diagnóstico, prevenção e tratamento. Rio de Janeiro: Revinter, 2003.

COSTA, D; PALMA, A. **O efeito do treinamento contra resistência na Síndrome da dor lom- bar.** Rev. Port. Cien. Desp. 2004; 2:224-234.

DAGENAIS, S; CARO, J; HALDEMAN, S. **A systematic review of low back pain cost of illness studies in the United States and internationally.** Spine J. 2008; 8(1): 8-20.

DAGENAIS, S , TRICCO, A. C; HALDEMAN, S. **Synthesis of recommendations for the assess- ment and management of low back pain from recent clinical practice guidelines.** Spine J. 2010; 10(6):514-529.

DELITTO, A. et al. Low back pain clinical practice guidelines linked to the international clas- sification of functioning, disability, and health from the orthopaedic section of the American Physical Therapy Association. **J Orthop Sports Phys Ther.** 2012; 42(4):1-57.

DEZAN, V. H.; SARRAF, T. A.; RODACKI, A. L. F. Alterações posturais, desequilíbrios musculares e lombalgias em atletas de luta olímpica. **R. Bras. Ci e Mov.** 2004; 12(1): 35-38.

ESOLA, M. A. et al. **Analysis of lumbar spine and hip motion during forward bending in subjects with and without a history of low back pain.** Spine. 1996; 21(1):71-78.

FARINATTI, P. **Flexibilidade e esporte**: uma revisão da literature. Rev. Paul. Educ. Fís., São Paulo, 2000.

FEINGOLD, M. L. **Flexibility standards of the U. S. cycling team**. Science of Cycling. Campaign: Human Kinetics, 1986.

FU FH, STONE DA. **Sports Injuries**: mechanisms, prevention e treatment. 2. ed. hiladelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2001.

GLASSER, L. L. The spine and bicycling: new perspectives. In: LENNARD, T. A.; CRABTREE, H. M (org.). **Spine in sports**. Philadelphia: Elsevier, 2005.

GRAU N. SGA – **A serviço do esporte**: stretching global ativo. São Paulo: É Realizações, 2003.

HEBERT, S.; XAVIER, R. **Ortopedia e traumatologia**: princípios e prática. Artmed, 4. ed., 2009.

História do Tênis. In: **Confederação Brasileira de Tênis**. 2013. Disponível em: <<http://www.cbtenis.com.br>>. Acesso em: 1 mar. 2013.

HODGES P. et al. Intervertebral Stiffness of the Spine Is Increased by Evoked Contraction of Transversus Abdominis and the Diaphragm: In: **Vivo Porcine Studies**; Spine. 2003; 28(23): 2594-2601.

JOHNSON, E. N; THOMAS, J. S. Effect of hamstring flexibility on hip and lumbar spine joint excursions during forward reaching tasks in individuals with and without low back pain. **Arch Phys Med Rehabil**. 2010; 91(7): 1140-1142.

JÚNIOR NETO, J.; PASTRS, C. M.; MONTEIRO, H. L. Alterações posturais em atletas brasileiros do sexo masculino que participam de provas de potência muscular em competições internacionais. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, São Paulo, v. 10, n. 3, 2004, p. 195-198.

KAPANDJI, A. I. **Fisiologia articular**: tronco e coluna vertebral. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

KENDALL, F. **Músculos, provas e funções, com postura e dor**. 5. ed. São Paulo: Manole, 2007.

KENDALL, F, McCREARY, E. K.; PROVANCE, P. G. Postura: alinhamento e equilíbrio muscular. In: Kendall, F. P.; McCreary, E. K.; Provance, P. G. **Músculos provas e funções**. 5. ed. São Paulo: Manole, 2007.

KIBLER, B.; SAFRAN, M. Tennis injuries. **Rev. Med Sport Sci**, 2005; 48:120-137.

KISNER, C; COLBY, L. A. **Exercícios terapêuticos**: fundamentos e técnicas. 4. ed. São Paulo: Manole, 2005.

KNUDSON, D.; BLACKWELL, J. Trunk muscle activation in open stance and square stance tennis forehands. **Int J Sports Med**, 2000, 321-24.

LAPIERRE, A. **A reeducação física**. São Paulo: Manole, 1982.

LATIMER, J. et al. **The reliability and validity of the Biering–Sorensen test in asymptomatic subjects and subjects reporting current or previous nonspecific low back pain**. Spine. 1999; 24(20): 2085-2090.

LINDENBERG, N. **Os esportes**. São Paulo: Cultrix, 1976.

LINHARES, C. M. O treinamento com causa de depressão do ombro do membro superior dominante de jogadores de tênis de campo. **Revista Terapia Manual**, São Paulo, v. 5, n. 20, 2007, p. 122-125.

LIPPERT, L. S. **Cinesiologia clínica para fisioterapeutas**. 3. ed. São Paulo: Manole, 2000.

LITTLE, T. L.; MANSOOR, J. Low Back Pain Associated with Internal Snapping Hip Syndrome in a Competitive Cyclist. **British Journal of Sports Medicine**, 2008.

MANNION, A. F. et al. **Active therapy for chronic low back pain part 1. Effects on back muscle activation, fatigability, and strength**. Spine. 2001;15;26(8):897-908.

MCGILL S. **Low back disorders: Evidence based Prevention and Rehabilitation**. 2. Champaign: Human Kinetics Publishers; 2007.

MCGILL, S. M.; CHILDS, A.; LIEBENSON, C. **Endurance Times for Stabilization Exercises: clinical targets for testing and training form a normal database**. Arch Phys Med Rehabil, 1999.

MELLION, **Neck and back pain in bicycling**. 1994.

NORKIN, C. C.; WHITE, D. J. **Medida da amplitude de movimento articular: um guia para goniometria**. Philadelphia: FA Davis Co., 1995.

PALERMO, J. L. **Epicondilite lateral em jogadores de tênis**. V. 20, n. 5. São Paulo: Reabilitar, 2003, p. 56-58.

PANJABI, M. M. **Clinical spinal instability and low back pain**. J Electromyogr Kinesiol, 2003;13: 371-379.

PEQUINE, S. M. **Ergonomia aplicada ao design de produtos: um estudo de caso sobre o design de bicicletas**. São Paulo, 2005.

RCHARD, J; READ, J. W; VERRALL, G. M. Pathophysiology of chronic groin pain in the athlete. **Sports Med.Journal**. V. 1, 2000, p. 23-25.

RENSTRÖM, P. A. Tendon and muscle injuries in the groin areas. **Clin Sports Med.**, v. 11, n. 4, 2000, p. 825-831.

RIBEIRO, C.; CAMARGO, I. Relação entre alterações posturais e lesões do aparelho locomotor em atletas de futebol de salão. **Revista Brasileira de Medicina Esportiva**, v. 9, n. 2, 2003.

ROBERTSON, L. D.; MAGNUSDOTTIR, H. Evaluation of criteria associated with abdominal fitness testing. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, 1987, p. 58:335.

SANDOVAL, A. E. P. **Medicina del deporte y ciencias aplicadas al alto rendimiento y la salud**. Caxias do Sul: EDUCS, 2002.

SHAUGHNESSY, M.; CAUFIELD, B. **A pilot study to investigate the effect of lumbar stabilization exercise training on functional ability and quality of life in patients with chronic low back pain**. Int J Rehabil Res. 2004, 27: 297-301.

SILVA, R. T. et al. Avaliação das lesões ortopédicas em tenistas amadores competitivos. **Rev. Bras. Ortop.**, 2005.

SOUZA, R. J. Treinamento de força rápida aplicado na preparação física de jovens tenistas. **Revista Científica Internacional**. Ano 3, 2010.

SWENSON, R. **Differential diagnosis**: a reasonable clinical approach; Neurologic Clinics .1999; 17(1):43-63.

TAROUCO, J. **Fisioterapia preventiva da dor lombar na prática do Surf**. Florianópolis, 2006.

VAN DIEEN, J. H.; CHOLEWICKI, J.; RADEBOLD, A. **Trunk Muscle Recruitment Patterns in Patients With Low Back Pain Enhance the Stability of the Lumbar Spine**. Spine. 2008; (8): 834-841.

VAN MIDDELKOOP, V. M. et al. **A systematic review on the effectiveness of physical and rehabilitation interventions for chronic non-specific low back pain**. Eur Spine J. 2011, 20:19-39.

VAN TULDER, M. et al. **Exercise therapy for low back pain: a systematic review within the framework of the Cochrane collaboration back review group**. Spine. 2000, 25(21): 2784-96.

VILASBOAS, P. M.; SANDOVAL, R. A. Análise postural comparativa entre bailarinas e sedentárias através do Software de Avaliação Postural (SAPO). Lecturas Educación Física y Deportes, **Rev. Digital Buenos Aires**, n. 123, ano 13, Buenos Aires, 2008. Disponível em: <<http://www.efdeportes.com>>. Acesso em: 2 out. 2008.

VRETAROS, A. O papel do preparador físico no retorno à prática esportiva competitiva após reabilitação músculo-esquelética: uma abordagem no tênis de campo. **Revista Digital**. Buenos Aires, 2002.

WATKINS, J. Joints of the Axial Skeleton. In H. mechanics (Ed.), **Structure and function of the musculoskeletal system**, 1999.

WEINECK, J. **La anatomia desportiva**. Barcelona: Carvigraf, 1991.

WEINSTEIN, S.; BUCKWALTER, J. **Ortopedia de Turek**: princípios e sua aplicação. 3. ed., São Paulo: Manole, 1991.

WITVROUW, E. et al. **Muscle flexibility as a risk factor for developing muscle injuries in male professional soccer players. A prospective study**. Am J Sports Med. 2003, 31(1): 41-46.

YODAS, J. W. et al. **Lumbar Lordosis and Pelvic Inclination in Patients with Chronic Low Back Pain**. Phys Ther, 2000, 80: 261-275.

---

**Data do recebimento:** 28 de novembro de 2013

**Data da avaliação:** 5 de janeiro de 2013

**Data de aceite:** 5 de janeiro de 2013

---

1. Acadêmico do Curso de Fisioterapia da Universidade Tiradentes. E-mail: netorehem@hotmail.com
2. Acadêmico do Curso de Fisioterapia da Universidade Tiradentes. E-mail: marceloafcruz@gmail.com
3. Fisioterapeuta, Mestre, Professor do Curso de Fisioterapia da Universidade Tiradentes. E-mail: paulorcleal@yahoo.com.br
4. Fisioterapeuta, Mestrando, Professor Preceptor do Curso de Fisioterapia da universidade Tiradentes. E-mail: fisio@felipecerqueira.com.br