

Mensuração do ângulo de torção tibial numa população adulta jovem por meio de um novo dispositivo*

*Measurement of tibial torsion angle in a young adult population with a new device**

SÉRGIO JOSÉ LAWAND¹, AMÂNCIO RAMALHO JÚNIOR², RICARDO LUIZ SMITH³

RESUMO

Os autores desenvolveram um dispositivo para aferição clínica do ângulo de torção tibial nas diversas faixas etárias. O aparelho possibilita a aferição de variáveis antropométricas da tíbia distal; o valor angular da torção tibial é, então, obtido de maneira indireta, através de cálculo trigonométrico. Dois examinadores aferiram o ângulo de torção da tíbia numa população jovem de 40 indivíduos de maneira independente, validando a precisão da técnica. A análise dos dados coletados mostrou valores dentro da média apresentada em estudos similares. A técnica mostrou ser precisa e confiável. O objetivo de apresentar um método simples de fácil reprodução foi alcançado, porém, estudos subsequentes em outras faixas etárias deverão seguir-se.

Unitermos – Torção tibial; torção de membros inferiores; antropometria

ABSTRACT

The authors developed a device to clinically measure the tibial torsion angle of different age groups. The device yields the measurement of anthropometrical variables of the distal tibia. The angular value of the tibial torsion is indirectly obtained by trigonometric calculation. Two examiners independently measured the tibial torsion angle in a young population of 40 individuals, validating the accuracy of the technique. The data analysis showed values within the mean present in similar studies. The technique has demonstrated to be accurate and reliable. The purpose of presenting a simple and easily reproducible method was reached. However, subsequent studies in other age groups shall follow this one.

Key words – Tibia torsion; lower limb torsion; anthropometrical

* Trabalho realizado na Disciplina de Anatomia Descritiva e Topográfica do Departamento de Morfologia da Unifesp/EPM.

1. Médico Especialista em Ortopedia e Traumatologia pela SBOT.
2. Médico Especialista em Ortopedia e Traumatologia pela SBOT; Ortopedista da Clínica de Especialidades Pediátricas do Hospital Israelita Albert Einstein.
3. Professor Titular, Livre-Docente; Chefe da Disciplina de Anatomia Descritiva e Topográfica do Departamento de Morfologia da Unifesp/EPM.

Endereço para correspondência (Correspondence to): Disciplina de Anatomia Descritiva e Topográfica Unifesp/EPM, Rua Botucatu, 740, Edifício Leitão da Cunha, Térreo – 04023-900 – São Paulo, SP. Tel.: 5576-4261; e-mail: amancio@einstein.br

Recebido em (Received in) 12/6/03. Aprovado para publicação em (Approved in) 20/5/04.
Copyright RBO2004

* From Disciplina de Anatomia Descritiva e Topográfica, Departamento de Morfologia da Unifesp/EPM, Brazil.

1. MD, Orthopedic Surgeon.
2. MD, Orthopedic Surgeon, Pediatric Specialty Clinics, Hospital Israelita Albert Einstein.
3. PhD, Head Professor of Anatomy, Disciplina de Anatomia Descritiva e Topográfica, Departamento de Morfologia da Unifesp/EPM.

INTRODUÇÃO

A torção da tibia é o resultado da diferença entre o eixo de flexão da articulação femorotibial e o eixo de flexão tibiotalar no plano transversal e está sujeita a variações conforme a idade, sexo, características anatômicas, populacionais e doenças osteoarticulares^(1,2,3).

A avaliação da torção tibial é fundamental para a detecção precoce de diversas doenças do aparelho locomotor e na orientação do prognóstico; porém, métodos clínicos antropométricos descritos têm apresentado valores pouco precisos, que podem variar de 0° até 45°^(2,3,4,5,6,7,8).

Os estudos realizados por meio de radiografias simples mostraram-se complexos e pouco práticos, caindo em desuso^(2,9,10).

Métodos de avaliação por tomografia computadorizada, em contrapartida, têm-se mostrado promissores, mas também apresentam pontos desfavoráveis, como a falta de padronização e o alto custo, o que inviabiliza, em muitos casos, o seguimento do paciente^(9,10).

Foi desenvolvido neste estudo um dispositivo clínico antropométrico para determinação do valor do ângulo de torção tibial de maneira indireta. Esse dispositivo baseia-se num método simples e de fácil reprodução, o que facilita o seguimento ambulatorial.

MATERIAL E MÉTODOS

O dispositivo foi desenvolvido e testado pelos autores na Disciplina de Anatomia Descritiva e Topográfica do Departamento de Morfologia da Universidade Federal de São Paulo/Escola Paulista de Medicina. O projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa, de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

A montagem do dispositivo mecânico permitiu aferir variáveis antropométricas do segmento distal da perna nos planos frontal e sagital.

Os materiais utilizados na montagem do aparelho foram de baixo custo e facilmente acessíveis, como placa de acrílico, três régua de precisão, cola, uma placa de madeira e poucos parafusos (figura 1).

O dispositivo inclui: A) um anteparo principal para apoio da face posterior da perna; B) um segundo anteparo menor, de madeira, para o apoio da coxa, ortogonalmente acoplado à extremidade proximal do primeiro; C) um conjunto móvel de três régua dispostas na extremidade distal do anteparo principal (figura 2).

O conjunto de régua é constituído da seguinte maneira: duas régua móveis posicionadas no plano sagital e perpendi-

INTRODUCTION

Tibial torsion is the result on the transverse plane of the difference between the flexion axis of the tibiofemoral joint and the tibiotalar flexion axis, being subject to variations according to age, gender, anatomical and population features, and osteoarticular diseases^(1,2,3).

The assessment of the tibial torsion is crucial for the early detection of several diseases of the musculoskeletal apparatus and for prognosis orientation. However, most anthropometrical clinical methods described have not presented highly accurate values, ranging from 0° to 45°^(2,3,4,5,6,7,8).

The studies performed through simple X-rays have demonstrated to be complex and unpractical, and are no longer used^(2,9,10).

Conversely, assessment methods by computerized tomography have demonstrated to be promising, but also present drawbacks such as lack of standardization and high cost, which, in many cases, prevents patient follow-up^(9,10).

In this study, an anthropometrical clinical instrument was developed to indirectly determinate the value of the tibial torsion angle. This device is based on a method that is simple and easily reproducible, facilitating outpatient follow-up.

MATERIAL AND METHODS

The device was developed and tested by the authors at Disciplina de Anatomia Descritiva e Topográfica, Departamento de Morfologia, Universidade Federal de São Paulo/Escola Paulista de Medicina, Brazil. The research project was approved by the Ethics and Research Committee, according to resolution 196/96 of the National Health Council.

The assembly of the mechanical device offered the measurement of anthropometrical variables distally from the leg both in frontal and sagittal planes.

The materials used to assemble the device were not costly and are easily available, such as an acrylic plate, three precision rulers, glue, one wooden plate, and a few screws (figure 1).

The device includes: A) a main buttress for posterior leg loading; B) a second, smaller buttress, made of wood, orthogonally attached to the proximal extremity of the main buttress for thigh loading; C) a mobile set of three rulers arranged distally at the main buttress (figure 2).

The set of rulers is made of two mobile units positioned at the sagittal plane and perpendicular to the leg longitudinal axis, blocking rotation upon movement towards the malleoli (figure 3), and a third fixed ruler, frontally oriented.



Fig. 1 – Vista lateral do dispositivo

Fig. 1 – Device lateral view

Fonte (Source): Disciplina de Anatomia Descritiva e Topográfica, Unifesp-EPM.

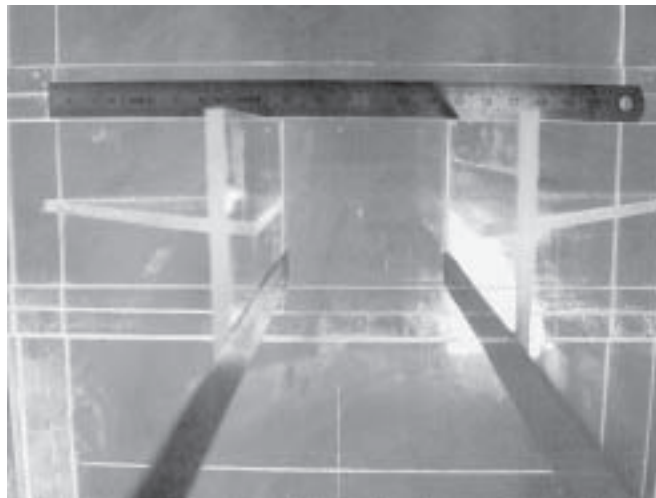


Fig. 2 – Detalhe da disposição das três réguas

Fig. 2 – Three-ruler arrangement

Fonte (Source): Disciplina de Anatomia Descritiva e Topográfica, Unifesp-EPM.

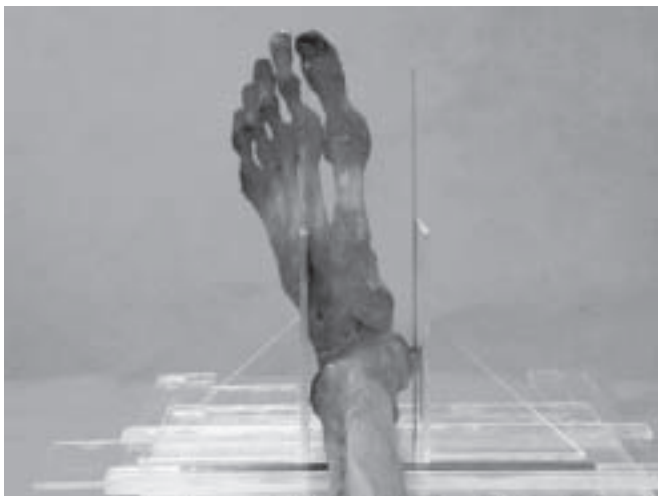


Fig. 3 – Bloqueio da rotação ao se aproximarem as réguas sagittais

Fig. 3 – Rotation block when sagittal rulers are approximated

Fonte (Source): Disciplina de Anatomia Descritiva e Topográfica, Unifesp-EPM.

cular ao eixo longitudinal da perna, bloqueando a rotação quando levadas de encontro aos maléolos (figura 3), e uma terceira régua fixa orientada no plano frontal.

As três réguas, conjuntamente, têm mobilidade craniocaudal sobre o anteparo principal de acrílico, o que possibilita a avaliação de membros inferiores, não importando o comprimento, largura ou o lado.

A unidade é expressa nas réguas em centímetros lineares e elas apresentam precisão de até um dígito decimal à direita.

As variáveis antropométricas estudadas foram: A) distância intermaleolar, determinada medindo-se a distância entre o centro dos maléolos lateral e medial (D); B) distância entre o

The three rulers have craniocaudal mobility altogether over the main acrylic buttress, which allows evaluation of the lower limbs regardless of length, width or side.

The unit of the rulers is expressed in linear centimeters, and they present accuracy of one digit to the right of the decimal.

The anthropometrical variables studied were: A) intermalleolar distance, determined by the distance between the centers of the lateral and medial malleoli (D); B) distance between the center of the medial malleolus and the posterior buttress of the device (M); C) distance between the center of the lateral malleolus and the posterior buttress of the device (L).

After reference points marking at the center of the malleoli, distances (D) were measured in the frontal plane, with a simple, direct reading of the ruler fixed on the posterior buttress (figure 4).

Likewise, by reading the rulers sagittally oriented, the distances between the center of the lateral malleolus (L) to the posterior buttress, and between the center of the medial malleolus (M) to the posterior buttress were evaluated (figure 5).

After gathering variables, the calculation of the arc tangent function of the α angle was performed as follows: $\text{Arctg } \alpha = M - L/D$. The arch tangent function, expressed in radians corresponded, in the last analysis, to the value of the searched torsion angle (chart 1).

Altogether, 40 healthy individuals from a young adult population, equally distributed in relation to gender, were assessed.



Fig. 4 – Medida da distância “D” (intermaleolar) na régua fixa
Fig. 4 – *D (intermalleolar) distance measurement with fixed ruler*

Fonte (Source): Disciplina de Anatomia Descritiva e Topográfica, Unifesp-EPM.

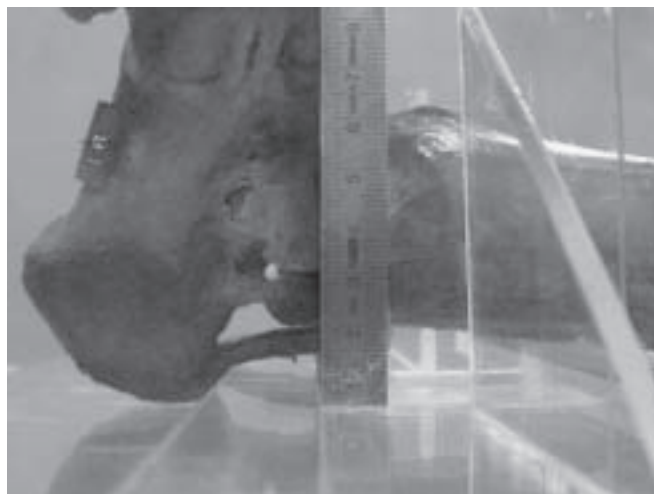


Fig. 5 – Medida da distância “M” a partir do centro do maléolo medial
Fig. 5 – *M distance measurement from medial malleolus center*

Fonte (Source): Disciplina de Anatomia Descritiva e Topográfica, Unifesp-EPM.

centro do maléolo medial e o anteparo posterior do dispositivo (M); C) distância entre o centro do maléolo lateral e o anteparo posterior do dispositivo (L).

A partir da demarcação dos pontos de referência no centro dos maléolos, foram mensuradas as distâncias entre eles (D) no plano frontal, com a simples leitura direta na régua afixada no anteparo posterior (figura 4).

Da mesma maneira, pela leitura nas régua orientadas no plano sagital foram avaliadas as distâncias do centro do maléolo lateral (L) ao anteparo posterior e entre o centro do maléolo medial (M) até o anteparo posterior (figura 5).

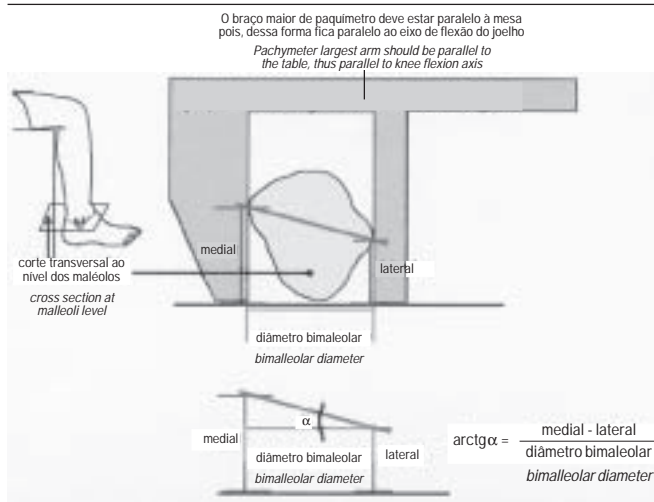
Após a coleta das variáveis foi realizado o cálculo da função arco tangente do ângulo α : $\text{Arctg } \alpha = M - L/D$. A função arco tangente, expressa em radianos, correspondeu em última análise ao valor do ângulo de torção procurado (quadro 1).

No total, foram avaliados 40 indivíduos hígidos de uma população adulta jovem distribuída igualmente em relação ao sexo. Cada participante foi devidamente informado sobre os objetivos e a metodologia empregada na pesquisa.

Os voluntários eram avaliados sentados com o joelho fletido a 90° enquanto os côndilos tibiais e a face posterior do calcâneo repousavam sobre o anteparo principal (longitudinal) do dispositivo.

Os participantes assinaram previamente um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, cumprindo a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde. Os autores também se disponibilizaram a esclarecer quaisquer dúvidas que pudessem surgir ao longo do estudo.

QUADRO 1 / CHART 1
Visão esquemática do princípio aplicado
Schematics of the applied principle



Each participant was duly informed about the purposes and the methodology employed in the research.

The volunteers were assessed sitting with the knee flexed at 90° while the tibial condyles and the posterior aspect of the calcaneus rested on the main (longitudinal) buttress of the device.

O lado aferido não foi considerado neste estudo, uma vez que a amostra estudada consistia de indivíduos hígidos, escolhidos de modo aleatório.

Os examinadores realizaram medidas apenas no membro inferior esquerdo dos 40 voluntários. Cada indivíduo foi avaliado uma vez por cada examinador – designados como A e S. Os resultados coletados por cada examinador foram tabelados e entregues a uma terceira pessoa para ser analisados estatisticamente, o que não permitiu a confrontação dos dados pelos próprios examinadores.

RESULTADOS

Os valores angulares obtidos pelos dois examinadores – A e S – foram dispostos na forma de tabela (tabela 1). Os 20 primeiros correspondem ao valor angular das voluntárias do sexo feminino e os 20 restantes referem-se aos voluntários do sexo masculino.

Os valores estatísticos descritivos dos ângulos obtidos, como a média, mediana, desvio padrão e erro padrão para cada examinador, foram dispostos na forma de tabela e confrontados com a média entre os examinadores (tabela 2).

Quando os valores angulares obtidos pelo examinador A e pelo examinador S foram dispostos na forma de gráfico de dispersão, observou-se que os pontos encontravam-se próximos à diagonal principal (gráfico 1).

TABELA 1 / TABLE 1
Ângulos de torção da tíbia de 40 voluntários (V) obtidos por dois examinadores
Tibial torsion angles of 40 volunteers (V) obtained by two examiners

Exam. A/V <i>Exam. A/V</i>	Ângulo <i>Angle</i>	Exam. S/V <i>Exam. S/V</i>	Ângulo <i>Angle</i>
1	13,19	1	13,35
2	22,28	2	24,30
3	12,15	3	12,80
4	19,24	4	20,75
5	20,26	5	21,04
6	22,42	6	21,64
7	17,10	7	17,10
8	15,82	8	16,52
9	15,03	9	14,03
10	23,30	10	22,99
11	13,57	11	15,25
12	15,48	12	15,04
13	17,40	13	16,62
14	18,70	14	18,70
15	20,56	15	19,83
16	15,19	16	14,21
17	21,10	17	21,63
18	15,83	18	16,26
19	17,22	19	17,45
20	21,96	20	21,80
21	19,21	21	20,18
22	17,21	22	18,43
23	14,44	23	16,53
24	21,66	24	22,73
25	18,69	25	19,21
26	20,72	26	20,98
27	22,25	27	22,56
28	24,12	28	23,40
29	21,80	29	20,18
30	20,65	30	20,46
31	16,84	31	16,14
32	17,49	32	17,95
33	22,11	33	21,80
34	18,19	34	17,35
35	25,11	35	23,08
36	15,84	36	16,39
37	16,48	37	15,56
38	21,25	38	21,09
39	20,46	39	21,80
40	16,62	40	17,40

Fonte (Source): Disciplina de Anatomia Descritiva e Topográfica, Unifesp-EPM. Exam A = examinador A; Exam S = examinador S; 20 primeiros resultados sexo feminino.

Exam A, examiner A; Exam S, examiner S; 20 first results, female volunteers.

The participants previously signed an informed consent form, as abiding by Resolution 196/96 of the National Health Council. The authors were also available to clarify any doubts that could arise during the study.

The measured side was not considered in this study as the sample consisted of randomly chosen, healthy individuals.

The examiners performed measurements only from the lower left limb of the 40 volunteers. Each examiner – designated by letters A and S, assessed once each individual. The results gathered by each examiner were plotted and delivered to a third person to be statistically analyzed, therefore not allowing the examiners to compare the data.

RESULTS

The angular values obtained by the two examiners – A and S – were plotted in a table (table 1). The first 20 values correspond to the angular value of female volunteers, and the other 20 refer to male volunteers.

The descriptive statistical values of the angles obtained such as the mean, median, standard deviation, and standard error for each examiner were arranged in a table and compared to the mean between examiners (table 2).

When angular values obtained by examiner A and by examiner S were arranged in

TABELA 2 / TABLE 2
Estatísticas descritivas dos valores angulares médios e por examinador
Descriptive statistics of mean angular values and by examiner

			Média	Mediana	Desvio padrão	Erro padrão	Mínimo	Máximo	N
			Mean	Median	St Dev	St Err	Minim	Maxim	N
Sexo Gender	Feminino / Female	Média / Meas I	17,98	17,22	3,40	,76	12,48	23,30	20,0
	Masculino / Male	Média / Meas I	19,61	20,13	2,67	,60	15,49	24,10	20,0
	Feminino / Female	Âng. A / Ang. A	17,89	17,31	3,37	,75	12,15	23,30	20,0
	Masculino / Male	Âng. A / Ang. A	19,56	19,84	2,89	,65	14,44	25,11	20,0
	Feminino / Female	Âng. S / Ang. S	18,07	17,27	3,47	,78	12,80	24,30	20,0
	Masculino / Male	Âng. S / Ang. S	19,66	20,19	2,54	,57	15,56	23,40	20,0

Fonte (Source): Disciplina de Anatomia Descritiva e Topográfica, Unifesp-EPM.

TABELA 3 / TABLE 3
Teste t de Student comparando os ângulos médios entre os sexos ($\alpha = 0,05$)
Student's t test comparing the mean angles among the genders (alpha = 0.05)

		t	Diferença entre médias	Diferença erro padrão	Mínimo	Máximo
		t	Mean diff	Sd err diff	Minimum	Maximum
Média	H0	1,688	1,6311	,9661	3,5868	,32
Mean	H1	1,688	1,6311	,9661	3,5904	,32

Fonte (Source): Disciplina de Anatomia Descritiva e Topográfica, Unifesp-EPM.

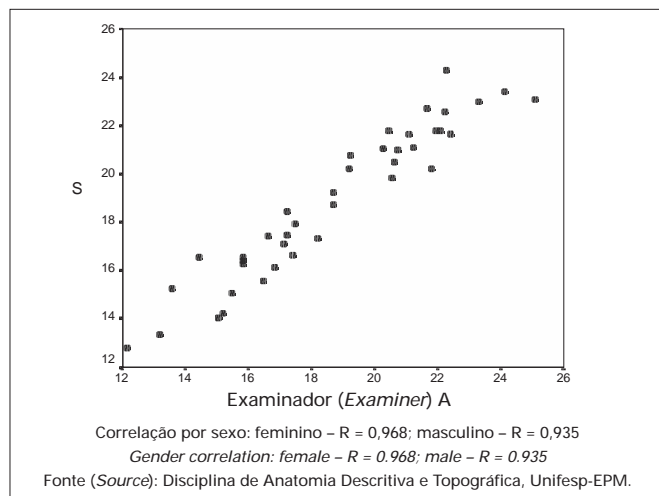


Gráfico 1 – Correlação total (coeficiente de correlação linear de Pearson (R) = 0,955 ($p < 0,001$))

Graph 1 – Total correlation (Pearson's linear correlation (R) = 0.955 ($p < 0.001$))

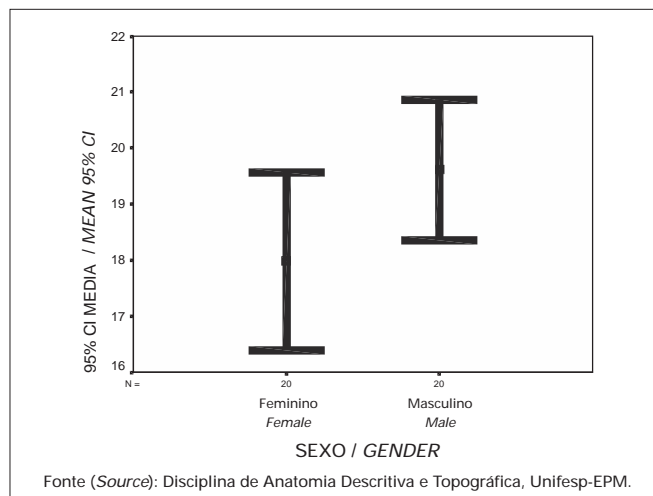


Gráfico 2 – Distribuição da média dos valores angulares segundo sexo, em que se nota maior variabilidade no sexo feminino

Graph 2 – Mean value distribution of angular values according to gender, where a higher variation is seen from female gender

O coeficiente de correlação linear de Pearson foi elevado (superior a 0,9), tanto ao avaliar-se o total da amostra (40) quanto na análise por sexo.

As maiores diferenças encontradas foram nos pontos correspondentes aos voluntários 2, 23 e 35: diferenças de 2,02°, 2,09° e 2,03°, respectivamente.

Para o teste *t* de Student (tabela 3) foi utilizada a média dos valores angulares obtidos pelos dois examinadores com um intervalo de confiança de 95%, havendo uma diferença média pequena, de 1,63 (gráfico 2).

DISCUSSÃO

O ser humano apresenta características biomecânicas únicas, que se destacam ainda mais ao compararmos indivíduos da mesma espécie⁽¹⁾.

A postura e a moldagem proporcionada pelo ambiente intra-uterino afetam o alinhamento rotacional dos membros inferiores. No feto, os quadris estão fletidos e rodados lateralmente, o que implica que os quadris possuem maior grau de rotação lateral do que medial, enquanto as pernas e os pés encontram-se medialmente rodados e aduzidos^(2,11).

No recém-nascido, essa postura está presente em grau variável. Durante o crescimento longitudinal, forças de tração musculares e ligamentares, assim como forças estáticas do peso corporal, levam à resolução espontânea e gradual da postura fetal^(2,11,12).

As torções escalonadas ao longo dos membros inferiores anulam-se de tal forma que o eixo da articulação tibiotársica localiza-se um pouco próximo do eixo do colo femoral com o indivíduo na posição ereta, estando a pelve simétrica e os calcaneares tocando-se⁽¹³⁾. Essas rotações apresentam pequenas diferenças e constituem um dos fatores que distinguem a aparência de cada indivíduo durante a marcha^(1,2).

De acordo com a literatura pesquisada, foi no início do século XX, em um estudo pioneiro para avaliação da torção tibial em cadáveres humanos, que ocorreu a primeira grande contribuição para compreensão da história natural do desenvolvimento da torção da tibia^(2,8,14).

Nesse estudo clássico, segundo referências, observou-se que no feto o ângulo de torção tinha valor próximo de zero e os maléolos encontravam-se no mesmo plano, o frontal^(2,8,14). Ao nascimento, as extremidades dos maléolos ainda encontram-se niveladas e é a partir do início da marcha e durante os primeiros anos de vida que a tibia sofre progressiva torção lateral de aproximadamente 23,7°, em média, vindo o maléolo medial a localizar-se à frente do maléolo lateral^(2,11,12).

a scatter plot, it was observed that the points were found close to the main diagonal (graph 1).

Pearson's linear correlation coefficient was high (greater than 0.9), either when evaluating the total of the sample (40) or at the analysis by gender.

The highest differences found corresponded to volunteers 2, 23, and 35: differences of 2.02°, 2.09°, and 2.03°, respectively.

Mean angular values obtained by two examiners were used for Student's t test (table 3), with 95% confidence interval, showing a small mean difference of 1.63 (graph 2).

DISCUSSION

The human being presents unique biomechanical features, which are even more peculiar when we compare individuals of the same species⁽¹⁾.

Posture and molding provided by intrauterine environment affect lower limbs rotational alignment. In the fetus, hips are flexed and laterally rotated, which implies that hips have a higher degree of lateral rotation than medial rotation, whilst legs and feet are medially rotated and adducted^(2,11).

In the newborn, this posture is present in variable degree. During longitudinal growth, muscle and ligament traction forces, as well as static forces of the body weight, lead to spontaneous and gradual resolution of the fetal posture^(2,11,12).

The scalable torsions along the lower limbs are nullified in such way that the axis of the tibiotarsal joint is located closer to the axis of the femoral neck, with the individual in an erect position, the pelvis in symmetry, and heels touching each other⁽¹³⁾. Those rotations have small differences and constitute one of the factors that distinguish the aspect of each individual during gait^(1,2).

According to the literature, in the beginning of the 20th century, in a pioneer study to assess tibial torsion in human cadavers, the first large contribution for the understanding of the natural history of tibial torsion development had occurred^(2,8,14).

In that classic study, according to references, it was observed that, in the fetus, the torsion angle had a value near zero, and the malleoli were found to be at the same plane, corresponding to the frontal plane^(2,8,14). At birth, the tips of the malleoli are still leveled, and from gait start and during the first years of life the tibiae withstand a progressive lateral torsion of a mean of 23.7°, with the medial malleolus positioned in front of the lateral malleolus^(2,11,12).

Most of the tibial torsion motion occurs during the first four years of life. After this age, there is an increase of 5°

A maior parte do movimento de torção da tibia ocorre durante os primeiros quatro anos de vida; após essa idade há aumento de 5° por volta dos sete anos e mais cinco até a maturidade esquelética, indicando haver um provável ganho maior entre os cinco e sete anos de idade^(11,12).

Técnicas para aferição do valor angular de torção tibial têm variado, desde o uso de paquímetro^(4,14), goniômetro^(4,14,15), torsiômetro⁽¹⁴⁾, radiografias simples^(8,9,10,12), fluoroscopia⁽⁸⁾, tomografia computadorizada (TC)^(7,9,10,12,16), ultra-sonografia (US)⁽¹⁷⁾ e, recentemente, a ressonância magnética (RM)⁽¹⁸⁾.

A determinação da torção tibial por meio radiográfico não está indicada para crianças, tendo limitado valor clínico; sua exposição à radiação não é justificável. Acrescente-se o fato de métodos radiográficos não poderem ser aplicados em lactentes ou crianças pequenas, em virtude da ausência de sombras de contraste projetadas pelas epífises cartilaginosas⁽¹⁵⁾.

Várias técnicas para avaliação da torção da tibia por meio da TC têm sido descritas desde o início dos anos 80^(10,18).

O valor angular médio de torção tibial em um adulto normal obtido por meio de tomografia encontra-se em 30°, com desvio padrão para mais ou para menos de 5°^(2,8,9). Como ocorrem variações dos valores conforme o estudo, acredita-se que uma das causas da pouca precisão seja a dificuldade de padronização das linhas de referência da tibia. Tomando como exemplo as linhas proximais, destacamos que os côndilos tibiais são mais irregulares que os côndilos femorais^(9,12,18).

Apesar de não se terem estabelecido linhas de referência para o estudo por meio da TC e de não haver valores consensuais de torção da tibia – acurácia – para indivíduos normais, o exame tem sido usado com frequência e seu princípio tem norteado a técnica de avaliação angular por RM⁽¹⁸⁾.

Estudos que compararam os métodos clínicos *versus* os de imagem, mais especificamente a TC, mostraram variações entre os observadores da ordem de 1,5° até 4,6°^(14,15).

Quando comparado o uso do goniômetro *versus* a tomografia computadorizada na aferição do ângulo de torção da tibia, a magnitude da variabilidade entre os examinadores foi de 3,7° a 4,9°⁽¹⁵⁾. Embora se tenham encontrado valores estatisticamente significantes, eles não apresentam alteração clinicamente significante, podendo-se esperar um erro de 1° a 4° para este método.

Podemos inferir que, como a precisão do método por tomografia computadorizada tem sido descrita como 5° para mais como para menos, os métodos equivalem-se – TC *versus* goniômetro – com certa vantagem para os métodos clínicos, uma vez que são mais baratos e, principalmente, por não exporem o paciente à radiação^(14,15).

around seven years of age, and another five degrees until skeletal maturity, indicating a higher increase between the ages of five and seven^(11,12).

The techniques for measuring the angular value of tibial ranged from the use of a Vernier's caliper^(4,14), goniometer^(4,14,15), torsionmeter⁽¹⁴⁾, simple X-rays^(8,9,10,12), fluoroscopy⁽⁸⁾, computerized tomography (CT)^(7,9,10,12,16); ultrasound (US)⁽¹⁷⁾, and, more recently, magnetic resonance imaging (MRI)⁽¹⁸⁾.

Determination of tibial torsion by X-rays is not indicated for children. It has limited clinical value and their exposure to radiation is not justifiable. Besides, the radiographic methods cannot be applied in infants or small children, due to the absence of contrast yielded by cartilage epiphyses⁽¹⁵⁾.

Several techniques to assess tibial torsion by CT have been described since the early 80's^(10,18).

The mean angular value of tibial torsion in a normal adult obtained through tomography is 30°, with more or less 5° of standard deviation^(2,8,9). The value variations depend on the study. It is believed that one of the causes of little accuracy is the standardization difficulty of the tibial reference lines. For instance, if we take the proximal lines, we stress that the tibial condyles are more irregular than the femoral condyles^(9,12,18).

Despite the fact that reference lines for the study by CT have not been established, and that there are not agreed values of tibial torsion – accuracy – for normal individuals, the examination has been frequently used and its principle has been guiding the technique of angular assessment by MRI⁽¹⁸⁾.

Studies that have compared the clinical methods versus imaging methods, particularly CT, have shown variations of 1.5° to 4.6° among observers^(14,15).

When compared to the use of a goniometer versus computerized tomography in measuring tibial torsion angle, variability extent among examiners was from 3.7° to 4.9°⁽¹⁵⁾. Although statistically significant values have been found, values do not present significant clinical changes. We can expect an error of 1° to 4° by this method.

As the method by computerized tomography has an accuracy that has been described as 5°, the methods are equivalent – CT versus goniometer – being clinical methods advantageous, as they are less expensive and specially do not expose patient to radiation^(14,15).

In this study, based on the above-mentioned arguments and by the use of previous experiences, we have tried to rescue advantages already described from clinical techniques^(2,4,8,14).

In the analysis of results, a high concordance level between measurements obtained by the two examiners was observed.

Neste estudo, baseados nos argumentos citados e aproveitando experiências passadas, procuramos resgatar as vantagens, já descritas, das técnicas clínicas^(2,4,8,14).

Na análise dos resultados, observou-se elevada concordância entre as medidas obtidas pelos dois examinadores; as maiores diferenças não ultrapassaram 2,09° e foram encontradas em apenas três voluntários.

Houve concordância quase total entre os ângulos obtidos pelos dois examinadores, destacando a precisão da técnica (gráfico 1).

Observamos, também, que os valores angulares de torção tibial foram, em média, maiores no sexo feminino; a variabilidade (desvio padrão) também foi maior no sexo feminino. Porém, pelo teste *t* de Student, essa diferença não se mostrou estatisticamente significativa ($p = 0,100$). O valor de *p* adotado não foi alto e provavelmente em amostra maior a diferença pode ser significativa.

A posição do membro a ser aferido e os pontos ou linhas de referência a serem adotados sempre serão um ponto crítico para testarmos a acurácia, qualquer que seja o método ou técnica empregada. Procuramos excluir alguns pontos polêmicos envolvendo a rotação da extremidade proximal da tibia e nos concentramos em variáveis da extremidade distal da tibia, como anteriormente descrito no texto.

Atualmente, o uso do computador com *software* de planilha não é restrito a grandes centros, tendo-se tornado ferramenta de rotina do profissional da área da saúde; mesmo assim, seu uso ainda pode ser dispensado se for utilizada uma calculadora e uma tabela para conversão angular do valor do arco tangente.

CONCLUSÃO

O método proposto para a avaliação do ângulo de torção da tibia, neste estudo, tem vantagens, dentre as quais: A) o equipamento apresenta baixo custo, seus componentes são facilmente disponíveis; B) o uso requer pouco treinamento, tanto para profissionais médicos como não médicos; C) o método mostra-se pouco agressivo, não expondo o indivíduo aos efeitos nocivos da radiação, portanto, ideal para uso em crianças; D) torna-se conveniente para seguimento ambulatorial; E) os valores obtidos até o momento são compatíveis com os da literatura.

Considerando-se os dados apresentados em estudos anteriores citados na literatura e ao longo do texto, os resultados apresentados neste artigo encontram-se numa faixa aceitável para o indivíduo adulto normal, porém, concordamos que outros estudos deverão seguir-se a este.

The largest differences have not been higher than 2.09°, and were found in only three volunteers.

There was an almost complete concordance between angles obtained by two examiners, highlighting the accuracy of the technique (graph 1).

We have also observed that angular values of tibial torsion were, in average, higher in the female gender. The variability (standard deviation) was also higher in females. However, by Student's t test, this difference was not statistically significant ($p = 0.100$). The p value adopted was not high. Probably, in a larger sample, the difference may be significant.

The position of the limb to be measured and the points or lines of reference to be adopted will always be a critical point for testing accuracy, whatever method or technique is employed. We have tried to exclude some controversial points involving the rotation of the proximal end of tibia, and we have focused in variables of the tibial distal end, as previously described in the text.

Currently, the use of computer with spreadsheet software is not restricted to the larger centers. It has become a routine tool for the health professional. However, it should not necessarily be used, if replaced by a calculator and a table for angular conversion of the arc tangent value.

CONCLUSION

The method proposed for the assessment of the tibial torsion angle has advantages: A) the equipment has a low cost and its components are easily available; B) its use requires little training by professionals, physicians or non-physicians; C) the method has demonstrated to be little aggressive, without individual exposure to the harmful effects of radiation, thus being ideal to be used in children; D) it becomes appropriate for outpatients follow-up; E) the values obtained so far are compatible with those found in the literature.

Considering data presented in previous studies mentioned in the literature and in the text, results presented in this article are in an acceptable range for the normal adult. However, we agree that other studies should follow this one.

REFERÊNCIAS / REFERENCES

1. Inman V.T., Ralston H.J., Todd F.: Human Walking. Baltimore, Williams & Wilkins, p. 15-21, 1981.
2. Tachdjian M.O.: "O pé e a perna". In: Ortopedia pediátrica, 2ª ed. São Paulo, Manole, p. 2826-2833, 1995.
3. Cameron J.C., Saha S.: External tibial torsion: an under recognized cause of recurrent patellar dislocation. Clin Orthop 328: 177-184, 1996.
4. Staheli L.T., Engel G.M.: Tibial torsion: a method of assessment and a survey of normal children. Clin Orthop 86: 183-186, 1972.
5. Staheli L.T., Corbett M., Wyss C.: Lower-extremity rotational problems in children: normal values to guide management. J Bone Joint Surg [Am] 67: 39-47, 1985.
6. Reikeras O., Pal Kristiansen L., Gurdenson R., Steen H.: Reduced tibial torsion in congenital clubfoot: CT measurements in 24 patients. Acta Orthop Scand 72: 53-56, 2001.
7. Yagi T., Sasaki T.: Tibial torsion in patients with medial-type osteoarthritic knee. Clin Orthop 213: 177-182, 1986.
8. Clementz B.G.: Assessment of tibial torsion and rotational deformity with a new fluoroscopic technique. Clin Orthop 245: 199-209, 1989.
9. Reikeras O., Hoiseth A.: Torsion of the leg determined by computed tomography. Acta Orthop Scand 60: 330-333, 1989.
10. Jend H.H., Heller M., Dallek M., Schoettle H.: Measurement of tibial torsion by computer tomography. Acta Radiol Diag 22: 271-276, 1981.
11. Bastin J.P.: Lower extremity rotational disorders in children. Physician Assistant 25: 30-33, 36-37, 2001.
12. Kristiansen L.P., Gunderson R.B., Steen H., Reikeras O.: The normal development of tibial torsion. Skeletal Radiol 30: 519-522, 2001.
13. Kapandji I.A.: Fisiologia Articular, 2ª ed. São Paulo, Manole, 1990.
14. Milner C.E., Soames R.W.: A comparison of four in vivo methods of measuring tibial torsion. J Anat 193: 139-144, 1998.
15. Stuberg W., Temme J.L., Kaplan P., Clarke A., Fuchs R.: Measurement of tibial torsion and thigh-foot angle using goniometry and computed tomography. Clin Orthop 272: 208-212, 1991.
16. Cuevas de Alba C., Guile J.T., Bowen J.R., Harckle H.T.: Computed tomography for femoral and tibial torsion in children with clubfoot. Clin Orthop 353: 203-209, 1998.
17. Keppler P., Strecker W., Kinzi L., Simmacher M., Claes L.: Determination of leg geometry by ultrasound. Orthopade 28: 1015-1022, 1999.
18. Schneider B., Laubenberger J., Jemlich S., Groene K., Weber H.M., Langer M.: Measurement of femoral antetorsion and tibial torsion by magnetic resonance imaging. Br J Radiol 70: 575-579, 1997.