

UNESP
FACULDADE DE ENGENHARIA DO CAMPUS DE GUARATINGUETÁ

GUARATINGUETÁ

2011

VANIA CRISTINA DOS REIS MIRANDA

UM DISPOSITIVO MECÂNICO PARA AVALIAÇÃO DA RIGIDEZ DE
TORNOZELO

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica na área de Projetos (Engenharia Semiológica).

Orientador: Prof. Dr. José Elias Tomazini


Guaratinguetá
2011

VANIA CRISTINA DOS REIS MIRANDA


ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
"MESTRE EM ENGENHARIA CIÊNCIAS"

PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA
ÁREA: PROJETOS


APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO


Prof. Dr. Marcelo dos Santos Pereira
Coordenador

BANCA EXAMINADORA:


Prof. Dr. JOSÉ ELIAS TOMAZINI
Orientador / Unesp-Feg


Prof. Dr. JOSÉ GERALDO TRANI BRANDÃO
Unesp-Feg


Prof. Dr. RODRIGO SILVA E SANTOS
UNITAU

Fevereiro de 2011

DADOS CURRICULARES

VANIA CRISTINA DOS REIS MIRANDA

NASCIMENTO	14.07.1984 – Pindamonhangaba / SP
FILIAÇÃO	Ana Maria dos Reis Miranda Carlos Alberto Miranda
2004/2008	Curso de Graduação em Fisioterapia Fevereiro à Junho/ 2004 – Faculdade de Alagoas – Maceió – AL Agosto à Dezembro/ 2004 – Universidade Estácio de Sá – Resende - RJ Fevereiro/ 2005 à Agosto/ 2008 – Faculdade de Pindamonhangaba – Pindamonhangaba - SP
2009	Aprimoramento em Fisioterapia Cardiológica Sociedade de Cardiologia do Estado de São Paulo - SOCESP
2009/2011	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Mestrado, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da Universidade Estadual Paulista.

Dedico este trabalho aos meus pais Carlos Alberto Miranda e Ana Maria dos Reis Miranda, pela dedicação e confiança, às minhas avós, pelas orações e contribuição na
minha formação pessoal e profissional.

À memória de meu avô Hélio Miranda e meu tio Joaquim Antonio dos Reis, que
sempre me instruíram a fazer tudo com muita dedicação.

Ao meu namorado, Jean Michel Eleutério da Silva, pela compreensão e motivação em
todos os momentos.

À toda minha família, que sempre foi presente na minha vida motivando-me a lutar
pelos meus sonhos.

Muito obrigada!

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus, que está sempre em primeiro lugar na minha vida dando-me saúde e forças para permanecer sempre fiel diante de todas as coisas.

Ao meu orientador Prof. Dr. José Elias Tomazini, que me ensinou a dar o primeiro passo e foi exemplo de dedicação em tudo que faz.

Aos professores do Departamento de Mecânica da FEG: Araildo Lima Silva, João Alberto de Oliveira, José Geraldo Trani Brandão, Luiz Fernando Costa Nascimento, Tamotsu Hirata e Mauro Peres.

Aos demais professores, técnicos do laboratório e funcionários do DME-FEG, em especial aos técnicos e amigos Urbano Gonçalves de Oliveira e Walter Luiz Tupinambá, pela colaboração fundamental na confecção deste trabalho.

Aos meus pais, avós e tios por toda ajuda financeira e moral, pelo amor e carinho que me deram a todo o momento.

Ao meu namorado, por compreender e ajudar-me em todos os momentos, pela presença e cumplicidade.

Aos mestres e amigos Profa. Msc. Elaine Cristina M. Teodoro, Prof. Msc. Felipe Lemos, Prof. Msc. Luciano Chaves e Profa. Msc. Sandra Galera, pela motivação e confiança.

Este trabalho contou com o apoio da entidade CAPES.

Humilha teu coração espera com paciência, dá ouvidos e acolhe as palavras de
sabedoria; não te perturbes no tempo da infelicidade,...

Dedica-te à Deus, espera com paciência, a fim de
que no derradeiro momento tua vida se enriqueça.

Aceita tudo o que te acontecer.

Na dor, permanece firme; na humilhação, tem
paciência.

Pois é pelo fogo que se experimentam o ouro e a
prata,...

Põe tua confiança em Deus e ele te salvará; oriente
bem o teu caminho e espera nele.

Eclesiástico 2, 1-6

MIRANDA, V. C. R. **Um dispositivo mecânico para avaliação da rigidez de tornozelo.** 2011. 95 f. Dissertação de Mestrado em Engenharia Mecânica – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2011.

RESUMO

A articulação do tornozelo é um segmento complexo no qual todas as suas estruturas necessitam agir harmoniosamente para se obter um movimento cadenciado durante as funções dos membros inferiores. Porém, com o processo de envelhecimento essas funções sofrem alterações como uma redução da amplitude dos movimentos, diminuição da força muscular, enrijecimento das articulações e um declínio da flexibilidade, que contribuem para a baixa eficiência mecânica da marcha aumentando o risco de quedas. Assim, na tentativa de conhecer cada vez mais esses parâmetros que envolvem a mecânica da marcha, instrumentos vêm sendo criados para facilitar e tornar mais precisa as avaliações biomecânicas e conseqüentemente elaborar programas de tratamento fisioterapêutico mais efetivos. Diante deste contexto o objetivo do estudo foi construir um dispositivo mecânico novo, de baixo custo, para avaliar quantitativamente a rigidez de tornozelo e fazer uma análise comparativa deste parâmetro entre adultos e idosos saudáveis. Esta avaliação foi efetuada por meio de um potenciômetro angular para a medição do deslocamento angular da referida articulação, e um sistema de viga-transdutor com extensômetros colados para a medição do momento aplicado pelo pé no dispositivo. Após a construção e calibração do dispositivo foi realizada a coleta de dados em uma amostra formada por dois grupos sendo um grupo controle com 12 indivíduos com idades entre vinte e cinquenta anos e um grupo idoso com 13 indivíduos com idades acima de sessenta anos. A partir dos resultados dos parâmetros analisados foi observado que idosos apresentam rigidez de tornozelo maior que adultos. Assim, conclui-se que o dispositivo em questão permite a avaliação da rigidez de tornozelo além de possibilitar o acompanhamento do tratamento de pacientes com problemas nesta articulação.

PALAVRAS-CHAVE: Dispositivo. Rigidez de tornozelo. Envelhecimento.

MIRANDA, V. C. R. **A mechanical device for evaluation of the stiffness of the ankle.** 2011. 95 f. Dissertação de Mestrado em Engenharia Mecânica – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2011.

ABSTRACT

The ankle joint is a complex segment in which all structures need to act in harmony to achieve a rhythmic movement during the functions of the lower limbs. But with the aging process, these functions are altered as a reduced range of motion, decreased muscle strength, joint stiffness and a decline in flexibility, contributing to the low mechanical efficiency of walking and increases the risk of falls. Thus, trying to know more and more these parameters involving the mechanics of motion, instruments are being created to facilitate and make more accurate assessments biomechanical and consequently develop programs of physiotherapy more effective. Given this context, the objective was to build a new mechanical device, low cost, to quantitatively assess the stiffness of the ankle and make a comparative analysis of this parameter between adults and seniors. This evaluation is done by means of a angular potentiometer to measure the displacement angle of that joint, and a system of beam transducer with strain gauges glued to the measurement of torque used by standing on the device. After construction and calibration of the device it was collected in a data sample consisting of two groups: one control group of 12 subjects aged between twenty and fifty years and a group of 13 elderly individuals aged over sixty years. From the results of the parameters analyzed was observed that the elderly have rigid ankle higher than adults. Thus, we conclude that the device in question allows the evaluation of the stiffness of the ankle and allow the monitoring of treatment of patients with problems in this joint.

KEYWORDS: Device. Stiffness of the ankle. Aging.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1	- Ossos do pé e superfície convexa do talo superior.....	22
FIGURA 2	- Ossos e ligamentos do tornozelo e pé	23
FIGURA 3	- Articulação talocrural: movimento no plano sagital e rotação do pé.....	23
FIGURA 4	- Ciclo da marcha	33
FIGURA 5	- Ilustração do dispositivo e da posição do membro para mensuração da rigidez de tornozelo em inversão/eversão	36
FIGURA 6	- Ilustração do dispositivo: (A) para avaliação do movimento máximo do tornozelo; (B) para mensuração direta da rigidez de tornozelo	37
FIGURA 7	- Ilustração do dispositivo: (A) para avaliação da rigidez de tornozelo de forma manual; (B) para medição da rigidez de tornozelo	38
FIGURA 8	- Foto ilustrativa de um dinamômetro isocinético durante avaliação da rigidez de tornozelo	39
FIGURA 9	- Foto do dispositivo montado, vista anterior	41
FIGURA 10	- Foto do dispositivo montado, vista posterior	41
FIGURA 11	- Momento M, com centro no tornozelo, deslocamento angular (θ) (gerado pelo momento M) e o torque da mola T, de sentido oposto ao de M, respectivamente.....	42
FIGURA 12	- Foto do ensaio experimental para se obter o Torque mínimo para o deslocamento da mola	43
FIGURA 13	- Esquema do sistema viga-transdutor com seus respectivos parâmetros	44
FIGURA 14	- Esquema da meia ponte de Wheatstone	45
FIGURA 15	- Foto do sistema viga-transdutor com os extensômetros colados (visualiza-se somente o extensômetro na face posterior da viga) e o fio para conectá-lo ao Spider8	48

FIGURA 16 - Foto do dispositivo focalizando a relação entre viga, mola e pedal, vista anterior (A) e posterior (B) respectivamente	48
FIGURA 17 - Foto da montagem dos equipamentos para calibração do sistema Viga-Transdutor	50
FIGURA 18 - Foto ampliada da calibração do sistema Viga-Transdutor	50
FIGURA 19 - Curva de calibração do Sistema viga-transdutor.....	51
FIGURA 20 - Gráfico Torque <i>versus</i> Tempo em função do ângulo.....	52
FIGURA 21 - Determinação da rigidez da mola.....	53
FIGURA 22 - Foto do dispositivo focalizando a montagem do potenciômetro, vista anterior (A) e posterior (B), respectivamente	53
FIGURA 23 - Foto do potenciômetro com um transferidor acoplado ao dispositivo vista pela extremidade lateral direita (A) e do transferidor visto pela extremidade lateral esquerda (B)	54
FIGURA 24 - Curva de calibração do potenciômetro.....	55
FIGURA 25 - Ilustração do pé sendo considerado um triângulo retângulo	57
FIGURA 26 - Foto do sistema de aquisição: (A) computador; (B) sistema de aquisição e condicionamento de sinais modelo Spider 8 e (C) dispositivo de medição da rigidez de tornozelo	60
FIGURA 27 - Foto de um voluntário na posição inicial do experimento onde a mesma mantém uma flexão de joelho entre 30° e 45°	60
FIGURA 28 - Foto de um voluntário no início, com dorsiflexão máxima de tornozelo (A) e no meio do procedimento experimental, com plantiflexão máxima de tornozelo (B), respectivamente.....	61
FIGURA 29 - Comportamento da curva Momento <i>versus</i> ângulo do tornozelo direito de um idoso	64
FIGURA 30 - Valores médios e desvio padrão da rigidez de tornozelo direito e esquerdo do grupo controle	66
FIGURA 31 - Gráfico da classificação média da rigidez de tornozelo direito e esquerdo do grupo idoso.....	66
FIGURA 32 - Valores médios e desvio padrão da rigidez do tornozelo direito do grupo controle comparando com o grupo idoso. *Diferença	

	estatística com relação ao grupo controle ($p \leq 0,05$; teste Mann-Whitney).....	68
FIGURA 33 -	Valores médios e desvio padrão da rigidez do tornozelo esquerdo do grupo controle comparando com o grupo idoso. *Diferença estatística com relação ao grupo controle ($p \leq 0,05$; teste Mann-Whitney).....	68
FIGURA 34 -	Valores médios e desvio padrão do ângulo máximo médio de plantiflexão de tornozelo direito e esquerdo do grupo controle.....	69
FIGURA 35 -	Valores médios e desvio padrão do ângulo máximo médio de plantiflexão de tornozelo direito e esquerdo do grupo de idosos.....	70
FIGURA 36 -	Valores médios e desvio padrão do ângulo máximo médio de plantiflexão do tornozelo direito do grupo controle comparando com o grupo idoso.....	70
FIGURA 37 -	Valores médios e desvio padrão do ângulo máximo médio de plantiflexão do tornozelo esquerdo do grupo controle comparando com o grupo idoso.....	71
FIGURA 38 -	Valores médios e desvio padrão da potência média do tornozelo direito e esquerdo do grupo controle.....	72
FIGURA 39 -	Valores médios e desvio padrão da potência média do tornozelo direito e esquerdo do grupo de idosos.....	72
FIGURA 40 -	Valores médios e desvio padrão da potência média do tornozelo direito do grupo controle comparando com o grupo de idosos.....	73
FIGURA 41 -	Valores médios e desvio padrão da potência média do tornozelo esquerdo do grupo controle comparando com o grupo de idosos.....	74

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 -	Resultados do projeto da viga-transdutor.....	47
TABELA 2 -	Média da idade, massa corporal, altura e índice de massa corpórea.....	63
TABELA 3 -	Valores médios e desvio padrão da rigidez do tornozelo direito e esquerdo do grupo controle e do grupo de idosos.....	65

LISTAS DE SÍMBOLOS

b	-	largura da viga	[m]
c	-	distância da linha neutra à superfície da viga	[m]
d	-	distância	[m]
E	-	módulo de elasticidade	[Pa]
F	-	força	[N]
h	-	altura da viga	[m]
I	-	momento de inércia de área	[m ⁴]
I	-	momento de inércia de massa	[kgm ²]
k	-	constante elástica de uma mola	[N/m]
k	-	fator do extensômetro	[1]
l	-	comprimento de um fio condutor	[m]
l	-	distância do ponto de aplicação da força aos extensômetros	[m]
M	-	momento	[Nm]
R	-	resistência elétrica de um fio condutor	[Ω]
S	-	seção transversal de um fio condutor	[m ²]
T	-	torque	[Nm]
α	-	aceleração angular	[rad/s ²]
ΔL	-	variação de comprimento	[m]
ΔR	-	variação de resistência elétrica	[Ω]
ΔV/V	-	variação de tensão elétrica	[mV/V]
ε	-	deformação específica	[m/m]
θ	-	deslocamento angular	[rad]
ρ	-	resistividade elétrica de um fio condutor	[Ωm]
σ	-	tensão de flexão	[Pa]
x	-	distância entre o centro de massa do pé e o ponto mais distal do calcâneo	[m]
h	-	comprimento do pé	[m]
d	-	altura do pé	[m]

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	17
1.1 OBJETIVO	19
1.2 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO	20
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	21
2.1 O TORNOZELO	21
2.2 BIOMECÂNICA DO TORNOZELO	23
2.3 ESTABILIDADE ARTICULAR	26
2.4 RIGIDEZ ARTICULAR	27
2.5 ENVELHECIMENTO POPULACIONAL.....	29
2.6 ENVELHECIMENTO DO SISTEMA OSTEOMIOARTICULAR E AS PRINCIPAIS PATOLOGIAS ASSOCIADAS AO TORNOZELO E PÉ	30
2.7 A MARCHA E SUAS ALTERAÇÕES DECORRENTES DO ENVELHECIMENTO.....	32
2.8 A DISPOSITIVOS MECÂNICOS NA BIOMECÂNICA.....	34
3. METODOLOGIA	40
3.1 SISTEMA VIGA-TRANSDUTOR.....	42
3.2 CALIBRAÇÃO SISTEMA VIGA-TRANSDUTOR.....	47
3.3 CALIBRAÇÃO POTENCIÔMETRO	53
3.4 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL.....	58
3.4.1 Avaliação dos voluntários	58
3.4.2 Considerações Éticas	58
3.5 COLETA DE DADOS	59
3.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	62
4. RESULTADOS E DISCUSSÕES	63
4.1 RIGIDEZ DE TORNOZELO	65
4.2 ÂNGULO MÁXIMO DE PLANTIFLEXÃO.....	69
4.3 POTÊNCIA MÉDIA	72
5. CONCLUSÕES	75
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	75
APÊNDICE A – Desenho dos detalhes da Viga-Transdutor	89

APÊNDICE B – Desenho dos detalhes da Base de Suporte e do Pedal	90
APÊNDICE C – Desenho dos detalhes dos Mancais Direito e Esquerdo	91
APÊNDICE D – Modelo de Ficha de Avaliação Fisioterapêutica	92
APÊNDICE E – Modelo de Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	94

1 INTRODUÇÃO

A articulação do tornozelo é um segmento complexo no qual todas as suas estruturas necessitam agir harmoniosamente para se obter um movimento cadenciado durante as funções dos membros inferiores (HAMIL; KNUTZEN, 1999).

É uma articulação elaborada mais para a estabilidade do que propriamente para a mobilidade, tendo assim funções importantes como absorver choques, atenuando forças provenientes do solo, como estabilizador, para que o membro inferior absorva altas forças ao girar ou parar, adaptador maleável para superfícies de contato irregulares, capaz de suportar o peso do corpo no ortostatismo e na locomoção, tem componente funcional no equilíbrio (reação de equilíbrio), conversor de torque e braço rígido durante o ciclo da marcha (HAMIL; KNUTZEN, 1999; McPOIL JR, BROCATO, 1993).

Com o processo de envelhecimento essas funções sofrem alterações, pois observa-se uma redução da amplitude dos movimentos (ADAMS, O'SHEA, O'SHEA, 1999; KERRIGAN et al., 1998), diminuição da força muscular dos flexores plantares do tornozelo (KERRIGAN et al., 1998), um enrijecimento das articulações e um declínio da flexibilidade, que contribuem para a baixa eficiência mecânica da marcha (SHEPHARD, 2005; SCHENATTO, 2009).

A diminuição da flexibilidade está associada à prevalência de quedas no idoso, devido, possivelmente, à perda de mobilidade do quadril, joelhos, coluna vertebral e tornozelos (SHEPHARD, 2005). Além disso, há limitação da amplitude de dorsiflexão dos tornozelos com uma diminuição da força e aumento da rigidez dos músculos flexores desta articulação, o que implicaria em maior possibilidade de tropeços e quedas conseqüentes (GUIMARÃES; FARINATTI, 2005). Porém, há poucos estudos na literatura que identificam a flexibilidade como uma variável relacionada ao risco de quedas em idosos (CARTER, KANNUS, KHAN, 2001; ADAMS, O'SHEA, O'SHEA, 1999).

Existe uma alta correlação entre as quedas e atividades que requerem a extensão do quadril e a flexão plantar do tornozelo, como a caminhada (KERRIGAN et al., 1998), assim a falta do controle motor sobre a marcha dos idosos, decorrente do

próprio envelhecimento, mostra maiores condições para que se caia (BERG et al., 1997; PRINCE et al., 1997).

Além disso, as alterações da marcha podem ser atribuídas a uma combinação de outros fatores como aumento de peso corporal, redução de potência dos músculos dos membros inferiores, aumento da rigidez articular e déficit de equilíbrio, além das mudanças do colágeno, resultando em diminuição da flexibilidade (BASSEY, 1997).

A associação dessas alterações com movimentos excessivos da região do tornozelo (articulações subtalar e talocrural), que têm sido considerados causa de lesões musculoesqueléticas, tanto na região do pé e tornozelo quanto no joelho (HINTERMANN, NIGG, 1998; STOVITZ, COETZEE, 2004), leva a modificações na biomecânica dos membros inferiores e conseqüentemente nas suas funções.

Porém, alguns estudos consideram a rigidez como uma das características individuais do idoso que contribuem para a pobre eficiência mecânica da marcha (SHEPHARD, 2005).

Devido essa importante correlação entre rigidez e eficiência mecânica do tornozelo nas diferentes funções dos membros inferiores, pesquisadores têm se preocupado em quantificar este parâmetro para facilitar diagnósticos e elaboração de tratamentos mais específicos, por meio de equipamentos mecânicos. Os dispositivos encontrados na literatura, para este fim, serviram de parâmetro para a construção do equipamento em questão neste estudo, além de contribuírem na compreensão da importância da rigidez de tornozelo nas várias funções dos membros inferiores e da sua quantificação para monitoramento dentro de um programa de reabilitação ou até mesmo das variações deste parâmetro em diferentes patologias e populações.

Assim este estudo tem como hipóteses verificar o aumento da rigidez de tornozelo de idosos sedentários quando comparada a rigidez de indivíduos adultos também sedentários através de um dispositivo inovador, além de outros parâmetros biomecânicos como potência e ângulo plantiflexor máximo.

1.1 OBJETIVO

Os objetivos deste estudo foram: construir um dispositivo mecânico que permitisse a avaliação da rigidez de tornozelo; comparar os parâmetros biomecânicos de rigidez de tornozelo, amplitude máxima de movimento e potência plantiflexora de idosos com indivíduos adultos saudáveis; tornar viável a associação destes parâmetros com as mudanças relacionadas ao envelhecimento e sua repercussão nas funções dos membros inferiores.

1.2 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

O Capítulo 1 do presente trabalho consta de um texto introdutório sobre o estudo e a colocação do problema a ser estudado, juntamente com suas justificativas, hipóteses e principais objetivos. Nesse texto é apresentada a associação do processo de envelhecimento com a rigidez de tornozelo e a necessidade de se avaliar este parâmetro na tentativa de explicar sua repercussão nas funções dos membros inferiores.

No Capítulo 2 é apresentada uma revisão bibliográfica envolvendo a anatomia (sistema osteomioarticular) e a biomecânica do tornozelo e pé, conhecimentos sobre o processo de envelhecimento e sua repercussão na marcha humana, e por fim, estudos envolvendo a avaliação da rigidez de tornozelo por meio de dispositivos mecânicos utilizados na biomecânica. As informações referentes aos materiais e métodos do presente trabalho estão detalhadas no Capítulo 3 com a descrição do projeto e construção do dispositivo para avaliar a rigidez de tornozelo. A etapa de projeto envolveu a definição do desenho do dispositivo, dos materiais utilizados para a construção do mesmo e do sistema de aquisição de sinais. Ao término do projeto, iniciou-se a construção do dispositivo, a calibração e em seguida os testes experimentais envolvendo adultos saudáveis e idosos para verificar o funcionamento do aparelho.

No Capítulo 4 são apresentados os resultados obtidos e as discussões dos aspectos mais importantes do estudo realizado, bem como confrontos técnicos com a literatura existente.

No Capítulo 5 são descritas as conclusões obtidas neste trabalho.

A parte final do trabalho é composta de: apresentação das referências bibliográficas e apêndices.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 O TORNOZELO

O tornozelo e o pé são constituídos de 26 ossos, trinta articulações sinoviais, mais de cem ligamentos e trinta músculos e tendões, onde todas essas estruturas necessitam agir harmoniosamente para que haja um movimento cadenciado durante as funções das pernas (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

A articulação do tornozelo, ou túbio-tarsiana, é a articulação distal do membro inferior e é ela que condiciona os movimentos da perna em relação ao pé no plano sagital, sendo indispensável para a marcha, tanto em terreno plano quanto acidentado (KAPANDJI, 2000).

O complexo articular da porção posterior do pé tem a articulação túbio-tarsiana como a mais importante do seu conjunto de articulações, que juntas, e auxiliadas pela rotação axial do joelho, têm as mesmas funções que uma articulação de três graus de liberdade, o que permite a este se adaptar aos acidentes do terreno (KAPANDJI, 2000).

A articulação tibiotalar assume uma estrutura em dobradiça, onde a superfície convexa do talo superior se articula com a superfície côncava da tibia distal (HALL, 2000) onde o maléolo medial da tibia e o maléolo lateral da fíbula formam uma pinça bimaléolar, que se articula com a tróclea do tálus (MULLIGAN, 2000; MCPOIL JR; BROCATO,1993). A Figura 1 ilustra a estrutura óssea do pé e a face articular do talo superior.

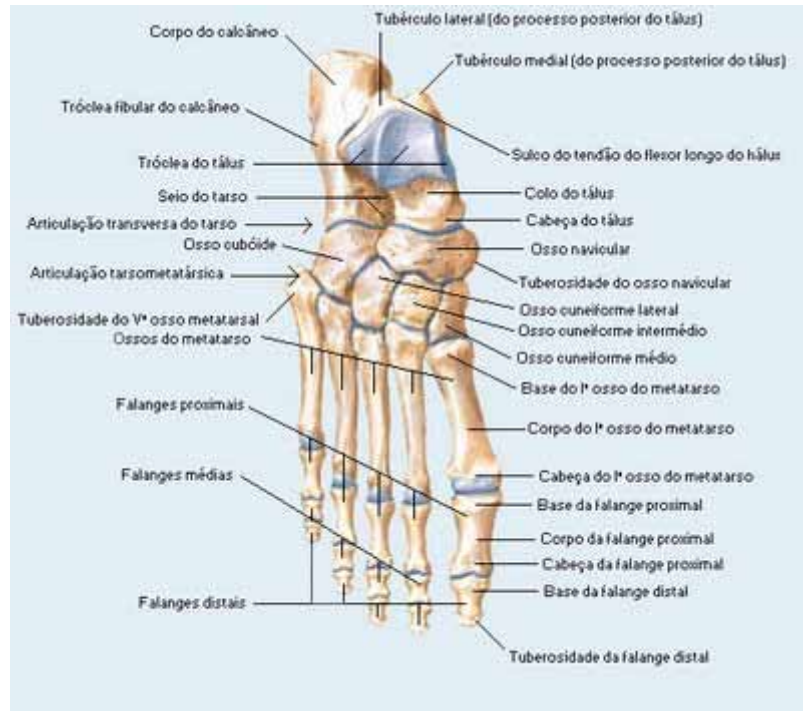


Figura 1 – Ossos do pé e superfície convexa do talo superior (NETTER, 2000).

Todas as três articulações estão envolvidas por uma cápsula articular mais espessa na região medial e fina na região posterior para permitir o movimento na articulação do tornozelo. Além disso, três ligamentos reforçam a cápsula articular lateralmente. São eles: ligamento tibiofibulares anterior e posterior, ligamentos talofibulares e calcaneofibular. O ligamento deltóide com suas quatro faixas também auxilia na estabilidade articular do tornozelo, porém na sua porção medial, além dos ligamentos talo-tibiais, em um plano mais profundo (HALL, 2000; KAPANDJI, 2000). É essa organização estrutural que permite o indivíduo realizar o movimento no tornozelo de forma estável e controlada em suas atividades funcionais, instrumentais e de lazer (Figura 2).

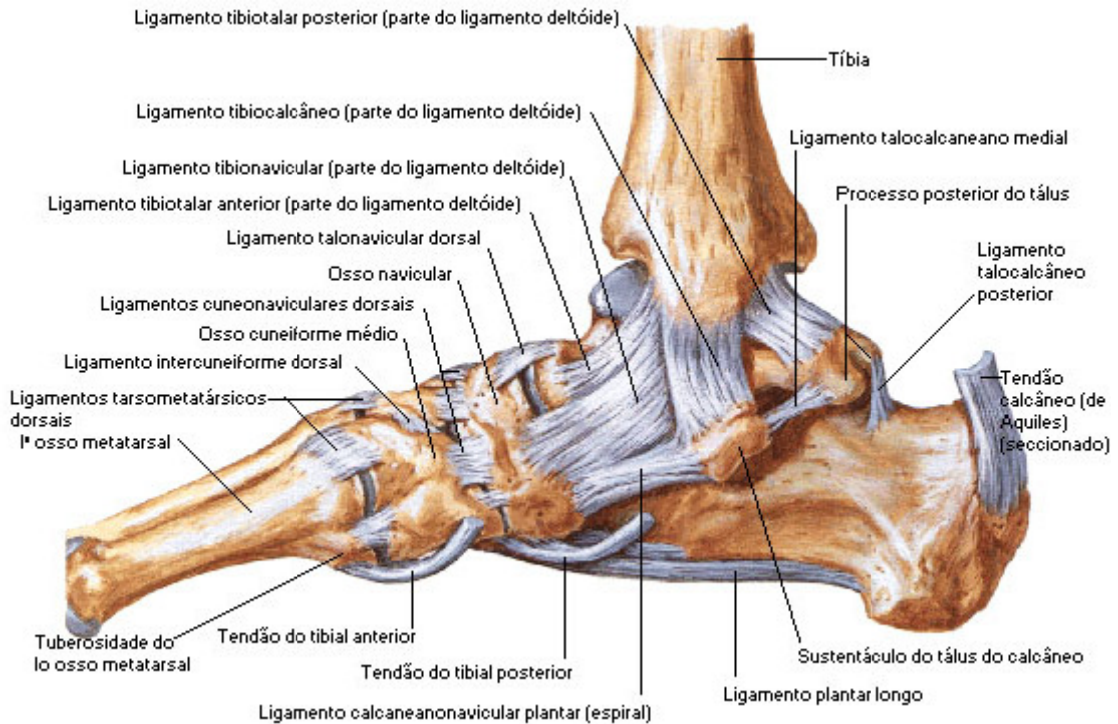


Figura 2 – Ossos e ligamentos do tornozelo e pé. (NETTER, 2000).

2.2 BIOMECÂNICA DO TORNOZELO

O encaixe do tornozelo forma uma dobradiça simples que consiste no talo, maléolo medial, teto tibial e o maléolo lateral (SAMMARCO, 2003).

O movimento do tornozelo acontece principalmente no plano sagital e é descrito como flexão-plantar ou plantiflexão e dorsiflexão (SAMMARCO, 2003), como ilustrado na Figura 3.



Figura 3 – Articulação talocrural: movimento no plano sagital e rotação do pé.

A flexão plantar é o movimento pelo qual a planta do pé é voltada para o chão, formando um ângulo obtuso entre a tíbia e o dorso do pé, e os músculos envolvidos neste movimento são: gastrocnêmio e sóleo, principalmente. A dorsiflexão é descrita como o movimento em que o dorso do pé é voltado para a cabeça, formando um ângulo agudo entre a tíbia e o dorso do pé. Os músculos responsáveis pelo movimento são: tibial anterior e extensor longo dos dedos e do hálux (GUBIANI, 2004).

Essa movimentação também ocorre no eixo de rotação essencialmente frontal, porém apresenta-se com certa obliquidade (HALL, 2000; PALASTANGA; FIELD; SOAMES, 2000), cerca de 20° a 25° ao plano frontal (PALASTANGA; FIELD; SOAMES, 2000), o que altera sua orientação com a rotação articular associada (HALL, 2000). Essa obliquidade se dá devido a rotação externa da extremidade inferior da tíbia (PALASTANGA; FIELD; SOAMES, 2000; NOVACHECK, 1998; DELEO et al., 2004), a qual faz com que o movimento do pé no tornozelo raramente ocorra de forma isolada. O tornozelo então pode apresentar três pares de movimento, são eles: eversão e inversão, ou pronação e supinação, que ocorre no eixo longitudinal do pé e condiciona a orientação da planta do pé tanto diretamente para baixo quanto para fora ou para dentro; adução e abdução, que ocorre no eixo longitudinal da perna e no plano transversal, e se localizam nas articulações posteriores do tarso; flexão plantar e dorsiflexão, que se realizam no eixo transversal (entre os maléolos) e no plano sagital (KAPANDJI, 2000; SAMMARCO, 2003; GREINER, 2007; CZERNIECKI, 1988).

As medidas goniométricas atingem um movimento de 10 a 20° de dorsiflexão e 40 a 55° de flexão plantar, e durante a caminhada normal essa medida é em média 10,2° de dorsiflexão e 14,2° de flexão plantar com um movimento total de 25° (SAMMARCO, 2003) ou 10° de dorsiflexão e 20° de plantiflexão, (HAMILL; KNUTZEN, 1999; MCPOIL JR, BROCATO, 1993). Dentro do ciclo da marcha, a dorsiflexão máxima acontece a 70% da fase de apoio e a flexão plantar no momento de dedos fora (SAMMARCO, 2003).

Essa movimentação deve ocorrer de forma harmoniosa onde o deslocamento de superfície da completa flexão plantar mostra uma diminuição da tração da articulação do tornozelo à medida que a dorsiflexão se inicia, ocorrendo um deslizamento articular

até a dorsiflexão completa, ponto em que se observa um aperto na articulação. Esse movimento pode ter um papel na lubrificação articular (SAMMARCO, 2003).

A articulação do tornozelo condiciona movimentos da perna com relação ao pé no plano sagital e é necessária e indispensável à marcha (KAPANDJI, 2000).

Durante a marcha e a corrida o tornozelo transfere as cargas da extremidade baixa para o pé e influencia intimamente na orientação do pé com o solo (SAMMARCO, 2003).

As forças de reação na articulação do tornozelo, durante uma caminhada, são iguais a ou maiores que as que acontecem nas articulações do quadril e do joelho, respectivamente. Mas, em alguns estudos observa-se que o tornozelo tem uma área de superfície de sustentação de carga relativamente grande, de 11 a 13 cm², resultando em estresses mais baixos em relação ao joelho ou ao quadril (SAMMARCO, 2003).

Essa força de reação é aplicada sob o pé e é dirigida para cima verticalmente, transmitida à junção da extremidade distal da tíbia e face superior do tálus; a fíbula desempenha um papel pequeno (MCPOIL JR; BROCATO, 1993). A força que o tendão do calcâneo exerce tem uma magnitude desconhecida, mas um ponto conhecido de aplicação (ponto de inserção no calcâneo) e uma direção conhecida (ao longo do tendão de Aquiles). A força reativa da cúpula da articulação talocrural tem um ponto conhecido de aplicação na cúpula do talo, mas a magnitude e a linha de direção são desconhecidas. Assim a magnitude da força do tendão do calcâneo e da articulação talocrural pode ser derivada designando as forças em um diagrama de corpo livre e construindo um triângulo de forças. A partir disso sabe-se que a força reativa da junta é aproximadamente 2,1 vezes o peso corporal, e a força do tendão de Aquiles alcança aproximadamente 1,2 vezes o peso corporal (SAMMARCO, 2003).

Assim conclui-se que o peso corporal interfere diretamente na força reativa da articulação do tornozelo e conseqüentemente na função deste segmento durante suas atividades.

2.3 ESTABILIDADE ARTICULAR

Para que ocorra um movimento dentro da amplitude funcional do tornozelo e para garantir a integridade desta articulação é preciso que este tenha certa estabilidade e rigidez (DUAN; ALLEN; SUN, 1997; DICKINSON et al., 2000; FERRIS; LIANG; FARLEY, 1999). A estabilidade articular é um requisito básico para que um indivíduo realize suas atividades funcionais (RIEMANN, et al. 2001), e um dos principais aspectos relacionados à estabilidade de uma articulação é a rigidez articular (MORITZ, FARLEY, 2004; LORAM; MAGANARIS; LAKIE, 2007).

A estabilidade articular reflete a capacidade da articulação responder a uma perturbação ou deslocamentos angulares (WAGNER, BLICKHAN, 1999; BLACKBURN et al. 2004), que permite o segmento recuperar uma posição funcional antes de ocorrer uma falha estrutural de algum tecido articular, garantindo a integridade dessa articulação (SOLOMONOW, KROGSGAARD, 2001).

A estabilidade da articulação talocrural depende da congruência da articulação e das estruturas cápsulo-ligamentares de suporte e musculares (SAMMARCO, 2003; KAPANDJI, 2000; HAMILL; KNUTZEN, 1999). Além disso, o tipo de carga e a posição que o tornozelo assume no momento da sobrecarga também influenciam a estabilidade do tornozelo, sendo que a parte lateral da articulação é mais susceptível à lesão, devido ao fato desta parte possuir ligamentos menos espessos e fortes, se comparados com ligamentos de outras regiões da articulação (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

Os ligamentos laterais do tornozelo são responsáveis pela resistência para inversão, e estes são o ligamento talofibular anterior, posterior e calcaneofibular. Os ligamentos deltóides superficiais e profundos são responsáveis pela resistência para eversão. Os ligamentos responsáveis por manter a estabilidade entre a tíbia distal e a fíbula são os ligamentos sindesmóticos (tibiofibular anterior, posterior e transversal e ligamento interósseo) (SAMMARCO, 2003).

É essa estabilidade que garante ao indivíduo a capacidade de manter ou retornar rapidamente à posição adequada na seqüência de uma perturbação (RIEMANN, LEPHART, 2002), e isto é mediado pelo sistema sensorio-motor através de uma

combinação de controles de *feedback* e *feedforward*, onde o primeiro é um processo contínuo de obtenção de informações através de vias aferentes e é primariamente regulada a partir de experiências anteriores, e o *feedforward* é um processo que prepara o sistema para o próximo comando motor e recepção de informações de retorno (SCHMIDT, LEE, 1999).

Assim a estabilidade articular depende tanto do papel mecânico das estruturas passivas da articulação, como também de um mecanismo neural que regule a ação dos músculos, associado a presença dos mecanorreceptores em estruturas como cápsula articular e ligamentos, que podem estar envolvidos no processo neuromuscular de estabilização (BARRETT, 1991; JOHANSSON et al., 1991; SOLOMONOW, D'AMBROSIA, 1991). Além disso, esse mecanismo neuromuscular tem importante participação na regulação da rigidez articular através da co-contração muscular (JOHANSSON; SJÖLANDER; SOJKA, 1990; JOHANSSON et al., 1991), que ocorre através da ação simultânea dos músculos ao redor de uma articulação promovendo um maior contato entre as superfícies articulares, com conseqüente aumento da sua capacidade de resistir às cargas externas (MARKOLF; GRAFF-RADFORD; AMSTUTZ, 1978).

2.4 RIGIDEZ ARTICULAR

O termo rigidez é definido nos dicionários como: dificuldade de fletir, falta de flexibilidade, dificuldade de movimento suave ou movimentação acompanhada de dor (VELLOSO, 2005).

Do ponto de vista da engenharia mecânica, rigidez é definida em termos de elasticidade, viscosidade, fricção, inércia e plasticidade. *Stiffness* é o termo inglês para rigidez, e pode ser dividida em rigidez dinâmica sendo descrita como a propriedade mecânica que determina quão, efetivamente, são as forças externas exercidas sobre o sistema esquelético, absorvidas ou transmitidas pelos tecidos moles, e rigidez passiva.

A rigidez dinâmica engloba as contribuições de todas as estruturas localizadas na articulação e fora da articulação (músculos, tendões, pele, tecido subcutâneo, ligamentos, cápsula articular e cartilagem). Seja através da estimulação muscular

consciente, ou da estimulação muscular reflexa, a influência do controle pode considerar-se como existindo intrinsecamente e representada pelo nível de ativação muscular existente em cada instante. Esta ativação muscular vai determinar a rigidez dinâmica descrita pelas propriedades rígidas especificamente exibidas pelos tecidos tendinosos e muscular (RIEMANN et al. 2001).

A rigidez passiva produzida à perturbação mecânica é oferecida principalmente pelas propriedades viscoelásticas dos tecidos conectivos e musculares, como ligamentos, tendões, fâscias e proteínas intra-musculares (LINDSTEDT et al., 2002)

A definição de rigidez articular dinâmica (DAVIS, DELUCA, 1996), representa um conceito que tem sua origem na mecânica como parte da Lei de Hooke que, quantitativamente, é determinada a partir da derivada do momento articular (M) calculadas de acordo para a posição de ângulo de articulação (θ) durante uma tarefa motora. Pode ser entendida também como a taxa de mudança do torque de resistência, oferecido por essa articulação, contra um deslocamento angular causado por um torque de perturbação (LATASH, ZATSIORSKY, 1993; MORITZ, FARLEY, 2004; FERRIS; LIANG; FARLEY, 2004).

A rigidez dinâmica resulta da associação do controle sobre os elementos ativos (ou neuromusculares) com o efeito dos elementos passivos (MORITZ, FARLEY, 2004; LORAM; MAGANARIS; LAKIE, 2007; VAN SOEST, BOBBERT, 1993; DICKINSON et al., 2000). O resultado desse efeito associado vai permitir desde um deslocamento segmentar à uma adequada velocidade angular ou até uma imobilização de uma determinada posição intersegmentar. Essa capacidade fará variar os graus de segurança que proporcionem ao executante uma confiabilidade de execução dentro de parâmetros que possibilitem estabilidade geral do corpo e uma margem de confiança dentro de limites dinâmicos muito próximos do desencadeamento dos processos de lesão, ou seja, além dos limites estruturais e, portanto, da sua estabilidade articular (GRANATA; PADUA; WILSON, 2002).

Em algumas situações, os mecanismos passivos da articulação podem ser suficientes para manter a estabilidade articular (LORAM; MAGANARIS; LAKIE, 2007) e, em outras situações, a contração muscular é necessária para produzir maiores torques de resistência à perturbação e conseqüente aumento da rigidez articular, ou

seja, uma maior mobilidade exige simultaneamente um maior controle sobre a rigidez dinâmica associada aos grupos musculares envolvidos (MORITZ, FARLEY, 2004, GRANATA; PADUA; WILSON, 2002), no qual os mecanismos passivos de estabilização são complementares, produzindo uma quantidade basal de torque e rigidez (VAN SOEST, BOBBERT, 1993; MORITZ, FARLEY, 2004). Há assim uma relação conceitual inversamente proporcional entre os limites de mobilidade e de estabilidade (GRANATA; PADUA; WILSON, 2002).

2.5 ENVELHECIMENTO POPULACIONAL

A população idosa é a parcela que mais cresce nos países de Terceiro Mundo desde a década de 50, sendo que, já em 1960, mais da metade dessa população vivia em países como o Brasil (AMADIO; BARBANTI, 2000). Porém, projeções demográficas indicam que até 2050, 22,1% da população do mundo terão sessenta anos ou mais, ou seja, cerca de 1,97 bilhões de pessoas, segundo a Organização das Nações Unidas (SALGADO, 1998). No cenário mundial o Brasil representará, até 2025, a sexta maior população de idosos, o que compreende 32 milhões de pessoas com mais de 65 anos.

Esse grande contingente populacional de idosos, devido a elevada fecundidade e baixa mortalidade nascidas entre 1940 e 1960 começaram a alcançar os 65 anos em 2005, marcando o início rápido do envelhecimento populacional (PAIXÃO JÚNIOR; HECKMAN, 2006).

Assim, o processo de transição epidemiológica é marcado por três mudanças básicas no contexto mundial: a substituição das doenças transmissíveis por doenças não-transmissíveis e causas externas como causas de morte; o deslocamento da maior carga de morbimortalidade dos mais jovens para os mais idosos; situação de morbidade se torna dominante em relação a mortalidade (FRENK et al., 1991).

Essa mudança epidemiológica ocorreu graças aos avanços da medicina, o diagnóstico precoce, a prevenção de determinadas doenças, a ampliação das possibilidades de acesso aos serviços de saneamento básico, a alteração nos hábitos alimentares e de higiene, a prática de exercícios físicos, dentre outros fatores. Além

disso, essa mudança nas proporções de idosos é reflexo das altas taxas de fecundidade no passado e decréscimo de novos nascimentos associado à queda dos índices de mortalidade, principalmente de pessoas idosas (KALACHE, VERAS, RAMOS, 1987).

Apesar do decréscimo da mortalidade dos idosos, os dados de morbidade hospitalar oferecem algumas informações sobre o perfil epidemiológico da população quanto às doenças de maior gravidade que comprometem a funcionalidade dos mesmos (PAIXÃO JÚNIOR; HECKMAN, 2006).

Esse aumento da morbidade se deve, além do processo de envelhecimento dos sistemas, às conseqüências que os mesmos trazem como o aumento do risco de quedas, hoje considerado um problema de saúde pública.

2.6 ENVELHECIMENTO DO SISTEMA OSTEOMIOARTICULAR E AS PRINCIPAIS PATOLOGIAS ASSOCIADAS AO TORNOZELO E PÉ

Com o aumento da expectativa de vida, as mudanças fisiológicas do processo de envelhecimento são acompanhadas de vários problemas que interferem na capacidade funcional e conseqüentemente na qualidade de vida dos idosos.

As principais alterações estruturais anatômicas começam desde a perda de massa óssea, estabelecendo um quadro de osteopenia fisiológica, até a perda de massa muscular, denominada sarcopenia (ROSSI, 2008; PAIXÃO JÚNIOR; HECKMAN, 2006).

A atrofia óssea se inicia a partir dos 35 anos, onde há o aumento da reabsorção da massa óssea comparada ao processo de síntese, instalando-se um quadro de osteopenia fisiológica (ROSSI, 2008), e associado a hábitos de vida sedentário, tabagismo e alimentação inadequada, a saúde dessa estrutura fica ainda mais comprometida, estabelecendo assim a osteoporose, que compromete a mobilidade do indivíduo através da restrição de movimentação articular, em virtude do desgaste ósseo das articulações (NETTO, 2004), fraturas e quedas, que levam a situação de grande dependência funcional e elevado risco de mortalidade (COUTINHO, SILVA, 2002; CARTER, KANNUS, KHAN, 2001).

As alterações na cartilagem articular também contribuem para a instalação de déficits de mobilidade articular. No envelhecimento cartilaginoso observa-se menor poder de agregação de proteoglicanos, menor hidratação do colágeno, conferindo a cartilagem uma menor resistência mecânica (ROSSI, 2008). Além disso, os condrócitos dos idosos perdem a capacidade de reparação e manutenção da cartilagem articular, associado ao estresse oxidativo, que contribui para a senescência destas células e explica, em parte, o maior risco de desenvolvimento de osteoartrite (YUDOH et al., 2005), patologia bastante comum em idades avançadas que podem comprometer as articulações do tornozelo e pé (ROTÉS, COTS, 2003).

A força muscular também diminui aproximadamente 15% por década, até a sexta e sétima década de vida, e 30% após esse período. Isso ocorre devido a diminuição gradativa da massa muscular, sendo substituída por colágeno e gordura, além da perda seletiva de fibras esqueléticas do tipo II, tornando a contração muscular mais lenta. Esse quadro diminui a capacidade física do idoso e compromete as atividades de vida diária (AVDs) e de relacionamento do mesmo, e associado à diminuição da resistência muscular, intensificada por situações estressantes como uma doença aguda, pode causar um rápido descondicionamento físico que acarreta em imobilidade, menor estabilidade postural e conseqüentemente um maior risco de quedas (PAIXÃO JÚNIOR; HECKMAN, 2006).

Essas modificações estruturais comprometem todos os segmentos corporais, em menor ou maior grau, como observado no estudo de Bus (2003) ao comparar diferenças cinemáticas do tornozelo em relação ao joelho em pessoas com idade avançada. Assim, a articulação do tornozelo e pé dos idosos também sofre modificações decorrentes de doenças sistêmicas como diabetes *mellitus*, doença arterial periférica, alteração musculoesquelética e déficit motor (HELFAND, 2004), transtornos da marcha, maus-tratos aos pés ou traumatismos que comprometem a integridade das unhas, pele, nervos, vasos e estruturas ósseas, com conseqüente redução da locomoção dos mesmos (FERRARI et al., 2009).

Dentre as patologias mais comuns estão: metatarsalgias, fasciite plantar, hálux valgo, hálux rígido, alterações do arco plantar, deformidades dos dedos, dor no calcanhar, tendinites, hiperqueratose, afecções ungueais, osteoartrite, artrite

reumatóide, insuficiência venosa, úlceras varicosas, neuropatia periférica, hemiplegias, entre outras (FERRARI et al., 2009).

Por causa das funções cruciais desenvolvidas pelo tornozelo e pelo pé durante a locomoção, as lesões nesta região podem limitar muito a mobilidade (HALL, 2000).

2.7 A MARCHA E SUAS ALTERAÇÕES DECORRENTES DO ENVELHECIMENTO

A marcha é considerada uma parte integral das atividades de vida diária de um indivíduo (PAIXÃO JÚNIOR; HECKMAN, 2006) e que tem a finalidade de transportar o corpo com segurança e eficiência em uma determinada superfície, com amplitude, frequência e velocidade próprias (ZATSIORSKY, 1998; KENDALL; MCCREARY; PROVANCE, 1993). Ela é usualmente descrita em termos de ciclo da marcha (PAIXÃO JÚNIOR; HECKMAN, 2006; ALLARD; STOKES; BLANCHI, 1995; WINTER, 1991), que apresenta um número de eventos regulares que ocorrem durante a marcha e possibilitam a comparação de diferentes padrões entre grupos etários, de gênero e patológicos (ALLARD; STOKES; BLANCHI, 1995; WINTER, 1991).

O ciclo da marcha se divide em duas fases, a fase de apoio e a de balanço. A fase de apoio compreende 60% do ciclo, que ocorre quando o calcanhar entra em contato com o solo e termina quando o pé deixa o solo por completo, evento denominado pré-fase de balanço (ZATSIORSKY, 1998; ALLARD; STOKES; BLANCHI, 1995; WINTER, 1991). Nesta fase o membro de apoio sustenta todo o peso corporal e permite o avanço do indivíduo (PAIXÃO JÚNIOR; HECKMAN, 2006).

A partir de então se inicia a fase de balanço, que se subdivide em fase de aceleração, quando o dedo da extremidade em movimento deixa o solo e continua até o ponto onde a extremidade em balanço está diretamente sobre o corpo, e a fase de desaceleração, que compreende o momento em que a perna se prepara para um novo contato inicial (MOTA; LINK; TEIXEIRA, 2002; ALLARD; STOKES; BLANCHI, 1995; WINTER, 1991; PAIXÃO JÚNIOR; HECKMAN, 2006).

A Figura 4 apresenta um resumo esquemático do ciclo da marcha e as principais fases que o compõe.

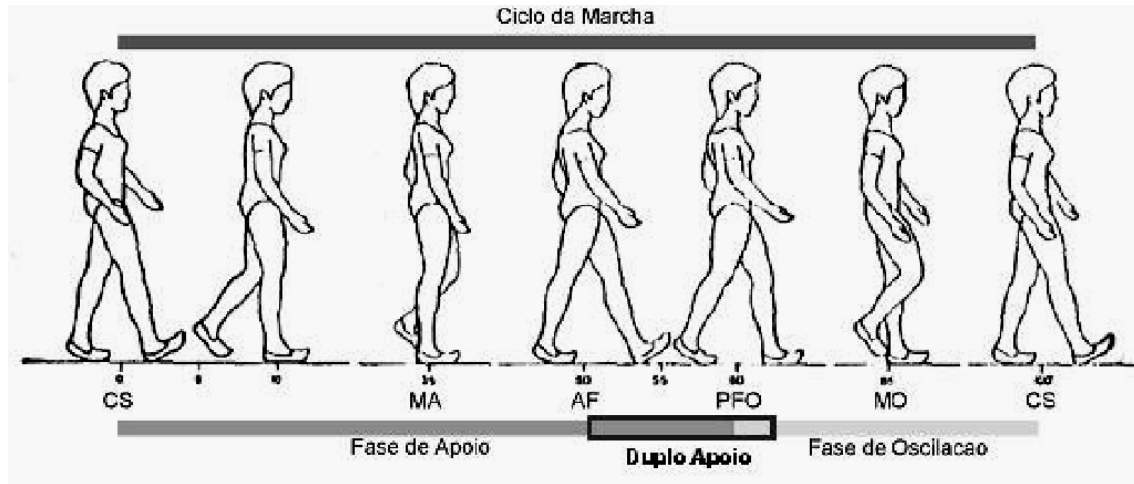


Figura 4 – Ciclo da marcha. Adaptado de Giannini et al.¹ (1994).

Ao analisar o padrão de movimento das articulações em um plano sagital, o quadril, joelho e tornozelo apresentam um padrão muito bem definido, realizando flexões e extensões sincronizadas em cada momento do ciclo da marcha.

O tornozelo inicia o passo com uma leve flexão e estende-se após o contato inicial para aumentar a área de apoio do pé, assim inicia-se uma nova flexão enquanto todo o conjunto superior age como um pêndulo invertido, onde o pé atua como um ponto fixo. A flexão termina com a retirada do pé do solo, iniciando uma rápida extensão que ajudará no lançamento do membro à frente. E na fase de balanço, juntamente com a flexão do joelho, é realizada uma dorsiflexão do tornozelo, com a finalidade de aumentar a elevação do pé em relação ao solo (VIEL, 2001; ROSE; GAMBLE, 1994, PERRY, 1992, 2005).

Devido às grandes mudanças estruturais do sistema locomotor com o envelhecimento é possível observar alterações no padrão da marcha dos idosos quando comparado ao dos adultos jovens (VIEL, 2001; WINTER, 1991; WATELAIN et al. 2000).

¹ de Giannini S. et al. **GAIT ANALYSIS: methodologies and clinical applications**. Amsterdam: IOS Press, 1994. NOTA: CS = contato com o solo (0 e 100% do ciclo); MA = meio da fase de apoio (35%); AF = Apoio fase final (50%); PFO = pré-fase de balanço (60%); MO = meio da fase de balanço (85%).

No sujeito idoso as articulações do quadril, joelho e tornozelo comportam-se com padrão similar ao do adulto jovem, porém com amplitudes de movimento menores (MURRAY; KORY; CLARKSON, 1969). Quanto à articulação do tornozelo, observa-se também uma diminuição do pico de flexão plantar (MURRAY; KORY; CLARKSON, 1969, KERRIGAN et al., 1998), que se deve à perda de massa e força muscular (PAIXÃO JÚNIOR; HECKMAN, 2006; KERRIGAN et al., 2001, 2003; WINTER, 1991; MURRAY; KORY; CLARKSON, 1969). Judge, Davis e Ounpuu (1996) encontraram uma redução na geração de força no quadril e tornozelo no fim da fase de apoio, o que influenciou diretamente a menor velocidade e comprimento do passo na marcha dos idosos (IMMS, EDHOLM, 1981).

Outras diferenças encontradas entre a marcha de adultos jovens e idosos são: o menor pico de extensão do quadril e um aumento do pico de inclinação anterior da pelve; a redução na flexão plantar e geração de força do tornozelo (KERRIGAN et al., 1998); maior velocidade de contato do calcanhar com o solo (MILLS, BARRETT, 2001; WINTER, 1991) e maior tempo de fase de apoio. Essas modificações encontradas nos idosos fazem com que estes tenham o que denominamos padrão senil de marcha (MURRAY; KORY; CLARKSON, 1969).

2.8 DISPOSITIVOS MECÂNICOS NA BIOMECÂNICA

A fisioterapia é uma ciência que, dentre suas funções, visa atuar na prevenção e tratamento de distúrbios osteomioarticulares para garantir funcionalidade ao corpo humano (O'SULLIVAN, SCHMITZ, 1993) e tem mostrado, pelos estudos mais recentes, a necessidade da instrumentação na avaliação fisioterapêutica (CLIQUET JR. et al., 2004).

Diante deste contexto, nos últimos anos a Biomecânica vem contribuindo na investigação dos mecanismos de ocorrência de lesões desportivas e na investigação de elementos fundamentais que compõem o movimento humano, por meio de simulações de atividades, desde as mais funcionais às mais elaboradas como do esporte, através de metodologias próprias para o desenvolvimento de medidas profiláticas ideais para essas lesões e melhora de desempenho do movimento. Neste sentido torna-se possível

quantificar as forças internas no corpo que, normalmente, são absorvidas pelas diferentes estruturas do aparelho locomotor (AMADIO; BARBANTI, 2000).

Para tanto, uma série de instrumentos vem sendo utilizada, desde dinamômetros isocinéticos (SOUZA, 2008; LAMONTAGNE et al., 2000; MCNAIR et al., 2002; RIEMANN et al., 2001; THAJCHAYAPONG et al., 2006), representando os equipamentos de grande porte e alto custo, até goniômetros elétricos (QUEVEDO, 1999) e outros dispositivos alternativos de fácil manuseio e custos mais baixos (DOCHERTY et al., 2004; ZINDER et al., 2007; FARIA et al., 2010), que vêm sendo criados para facilitar o diagnóstico e tornar mais eficiente os tratamentos de distúrbios cinéticos e cinemáticos de diferentes estruturas corporais (DOCHERTY et al., 2004; FARIA et al., 2010; LAMONTAGNE et al., 2000; MCNAIR et al., 2002; RIEMANN et al., 2001; THAJCHAYAPONG et al., 2006; ZINDER et al., 2007).

A rigidez de tornozelo tem sido alvo de muitas pesquisas devido o grande envolvimento com lesões em atividades desportivas (GARRICK, REQUA, 1989; GLICK et al. 1976; DOCHERTY et al., 2004), além de sua participação fundamental na marcha (WINTER, 1991; PERRY, 1992; JUDGE; DAVIS; OUNPUU, 1996; VIEL, 2001).

Assim, na literatura foram encontrados alguns estudos que abordaram a rigidez de tornozelo sendo analisada por meio de equipamentos construídos a partir de extensômetros, potenciômetros, célula de carga (DOCHERTY et al., 2004; ZINDER et al., 2007), acelerômetros (ZINDER et al., 2007) e plataformas de força (ABRANTES, 2006; FARIA et al., 2010), assim como proposto neste estudo.

Docherty et al. (2004) e Zinder et al. (2007) utilizaram um equipamento semelhante a um berço concebido para permitir a avaliação da rigidez de tornozelo a partir dos movimentos de eversão e inversão, com o sujeito em posição ortostática enquanto é realizada uma perturbação no mesmo sentido do movimento. Para a construção de tal equipamento foi utilizado um potenciômetro no eixo de rotação do dispositivo para medir o deslocamento angular durante as oscilações, molas para medir a rigidez do dispositivo e uma plataforma de força para tornar conhecida a carga vertical aplicada e o suporte de peso corporal. Em ambos os estudos a rigidez articular

foi dada em N.m/grau, ou seja, foi obtida da relação Momento e deslocamento angular, baseada na perturbação gerada por massas externas aplicadas sobre o equipamento.

No estudo de Docherty et al. (2004) o objetivo foi validar um método mais funcional e preciso para a avaliação da rigidez de tornozelo em inversão e eversão, além de avaliar a confiabilidade e repetibilidade da medida em um novo e único equipamento.

A Figura 5 ilustra a construção do dispositivo e a posição para a avaliação da rigidez nos dois estudos supracitados.

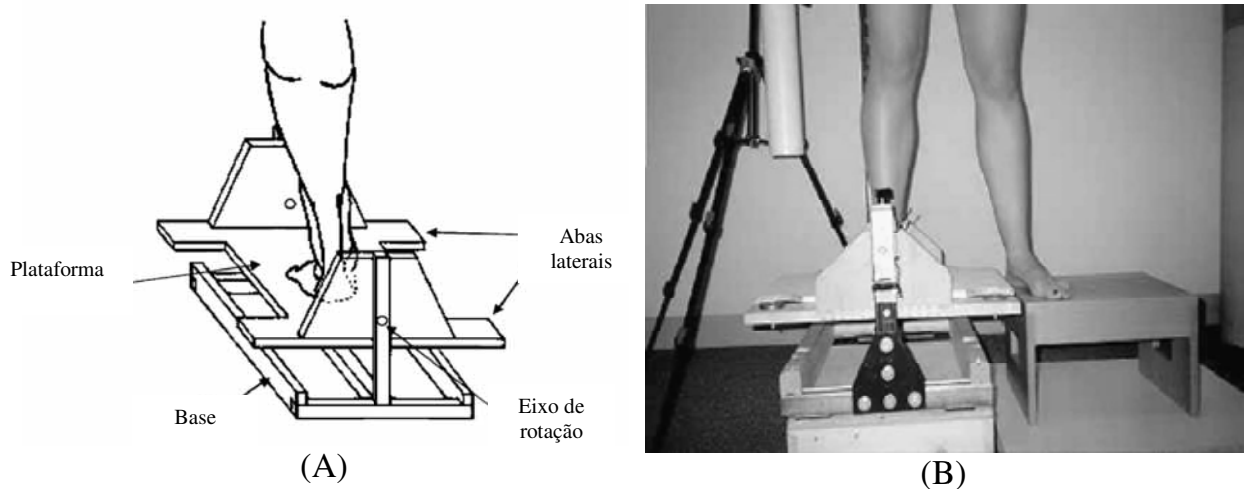


Figura 5 – Ilustração do dispositivo e da posição do membro para mensuração da rigidez de tornozelo em inversão/eversão: (A) (ZINDER et al., 2007); (B) (DOCHERTY et al., 2004).

Outro estudo baseado na construção de um dispositivo para a avaliação da rigidez de tornozelo foi realizado por Rao, Saltzman e Yack (2006). Eles analisaram a relação entre amplitude de movimento máxima na dorsiflexão e a rigidez de tornozelo de indivíduos com e sem neuropatia sensorial diabética. Para tal, utilizaram um dispositivo contendo um inclinômetro digital que fornecia os dados sobre o torque gerado, já pré-estabelecido, em função do deslocamento angular. Assim a rigidez passiva de tornozelo foi obtida a partir da inclinação da curva resultante entre os intervalos de 15 e 25 N.m e posteriormente estes dados foram correlacionados ao pico de dorsiflexão máxima na marcha.

Casadio, Morasso e Sanguineti (2005) descrevem em seu trabalho a construção de um dispositivo para medir de forma direta a rigidez de tornozelo intrínseca, que

consiste de uma placa motorizada para colocação dos pés, montada em uma plataforma de força. Através de perturbações aleatórias geradas pelo equipamento foi possível medir os deslocamentos do centro de pressão no sentido ântero-posterior obtendo-se assim os padrões de rotação e torque nas respostas posturais.

A Figura 6 ilustra os dispositivos usados para a medição da rigidez de tornozelo em ambos os estudos citados acima.

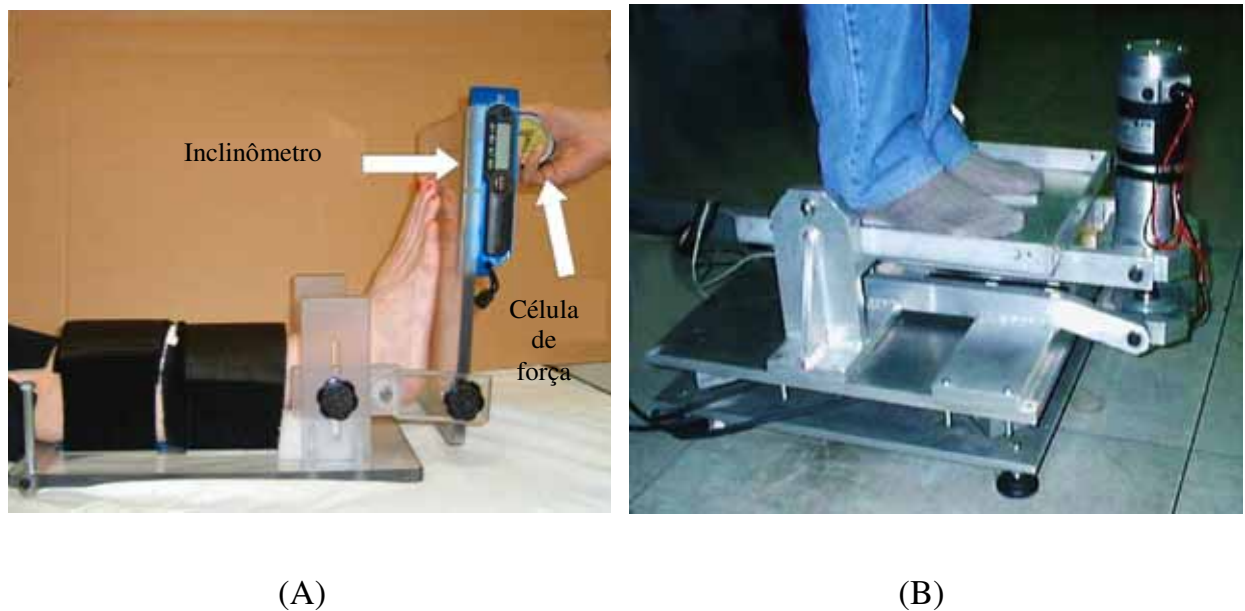


Figura 6 – Ilustração do dispositivo: (A) para avaliação do movimento máximo do tornozelo (RAO; SALTZMAN; YACK, 2006); (B) para medição direta da rigidez de tornozelo (CASADIO; MORASSO; SANGUINETI, 2005).

E baseado nos mesmos princípios de deslocamento angular e torque gerado pelo conjunto tornozelo e pé, outros dispositivos foram criados, como pode ser observado na Figura 7.

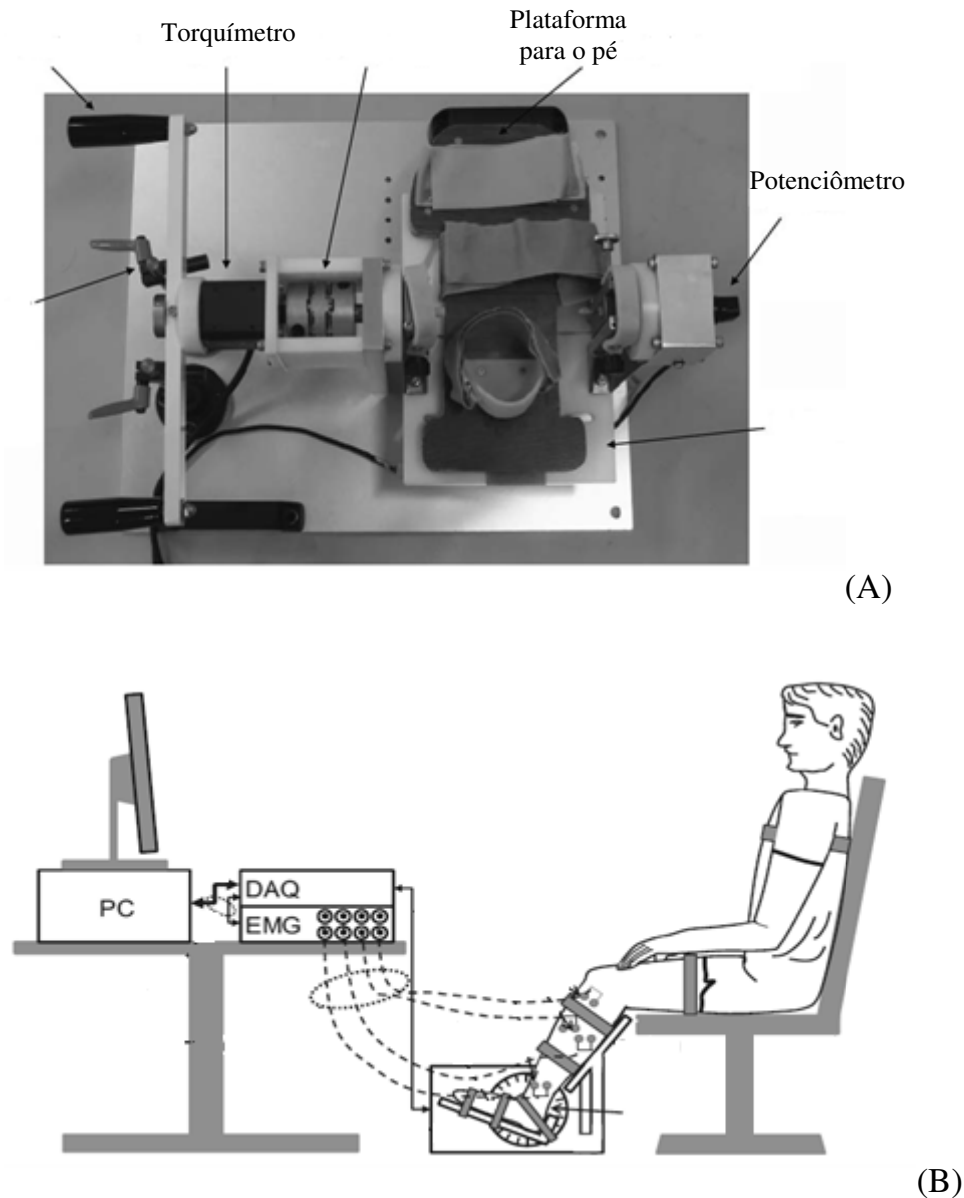


Figura 7 – Ilustração do dispositivo: (A) para avaliação da rigidez de tornozelo de forma manual (KOBAYASHI et al. 2010); (B) para medição da rigidez de tornozelo (SUNG; BAEK; KIM, 2010).

O dinamômetro isocinético foi utilizado em uma série de estudos, inclusive no de Lamontagne et al. (2000) que mensurou a contribuição da rigidez passiva de tornozelo no momento plantiflexor durante o andar de indivíduos hemiparéticos. Essa medida foi possível a partir da velocidade angular pré-determinada pelo equipamento assim como o Torque aplicado pelo pé. Este equipamento que pode ser observado na Figura 8.



Figura 8 – Foto ilustrativa de um dinamômetro isocinético durante a avaliação da rigidez de tornozelo (SOUZA, 2008).

3 METODOLOGIA

Para construção do dispositivo foi utilizado um pedal com dimensões projetadas tendo por base o pé de um indivíduo do sexo masculino, com calçado tamanho 43, de modo a permitir que o dispositivo possa ser utilizado pelo maior número de pessoas (uma placa retangular delgada de dimensões 0,004 x 0,120 x 0,310 m somado a 0,004 x 0,020 x 0,035 m da pequena porção da placa que serve de apoio para uma das extremidades da mola), um potenciômetro angular de 470 Ω para a mensuração do deslocamento angular da referida articulação, e um sistema de viga de alumínio com extensômetros colados para a medição do torque aplicado pelo pé no dispositivo (desenho vide Apêndice A).

A configuração do projeto foi a seguinte: uma mola de torção de aço conectada em uma de suas extremidades a um pedal e na outra extremidade uma viga com dois extensômetros colados formando o sistema viga-transdutor que proporciona um deslocamento inicial da mola permitindo que o pedal fique na posição inicial. Um eixo passa pela mola e pelo pedal, sendo fixado em mancais que estão aparafusados em uma base de suporte (desenho vide Apêndices B e C). Em um dos mancais foi colocado um potenciômetro de comportamento linear, que é fixado ao eixo por meio de uma bucha, de modo a girarem juntos. O potenciômetro utilizado foi do tipo angular permitindo uma relação linear para que sua resistência elétrica seja proporcional ao ângulo de rotação de seu eixo, sendo utilizado para medir o deslocamento angular durante o movimento de flexão plantar realizado pelo paciente partindo de uma dorsiflexão máxima. Próximo ao potenciômetro foi fixado um transferidor para visualizar o deslocamento angular e para calibração do potenciômetro. As Figuras 9 e 10 ilustram a configuração do dispositivo.

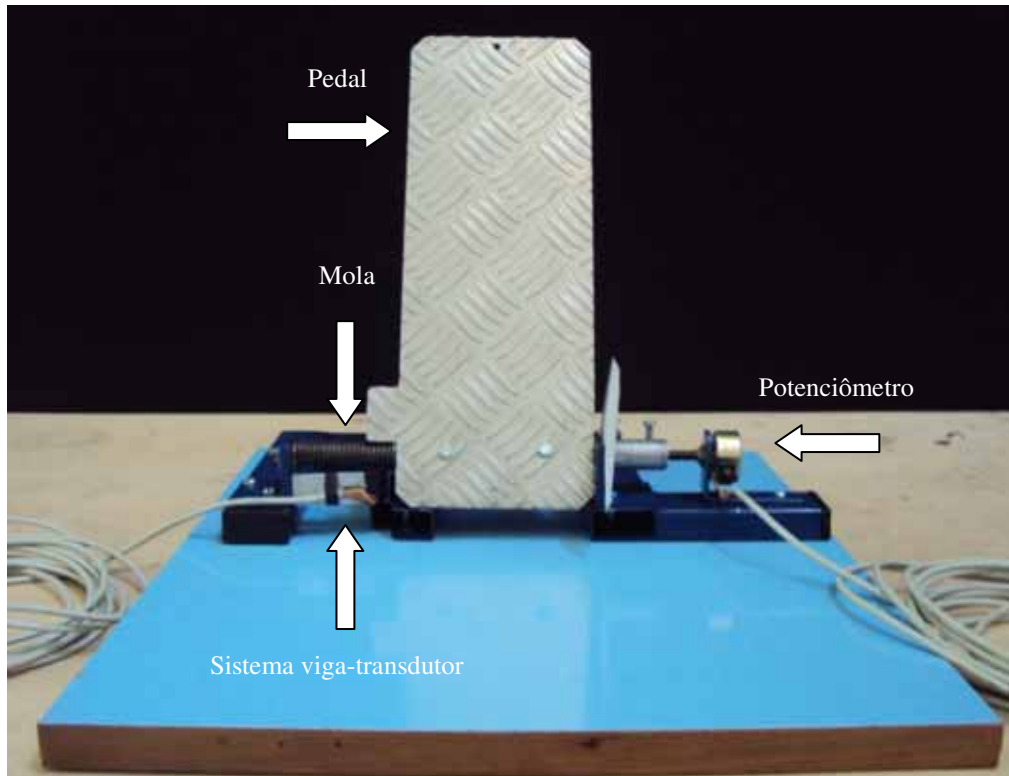


Figura 9 – Foto do dispositivo montado, vista anterior.

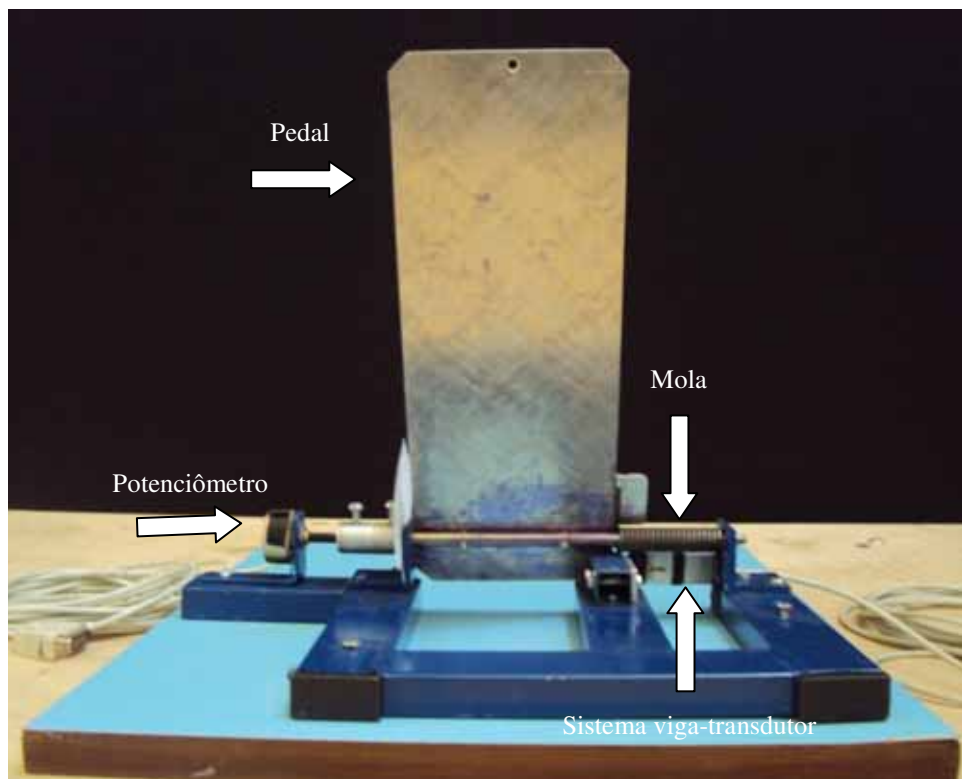


Figura 10 – Foto do dispositivo montado, vista posterior.

Assim o dispositivo possibilitou a medição da rigidez articular do tornozelo a partir dos esforços necessários para a flexão plantar (plantiflexão), e também através do ângulo de flexão do pé em função do tempo, fornecendo dados para a confecção de um gráfico $M \times \theta$ (Momento *versus* Deslocamento angular).

O pé aplica um momento M sobre o pedal e a mola um momento proporcional ao deslocamento angular da mola ($T = k.\theta$) em sentido contrário. Com o deslocamento angular θ e o momento T da mola conhecidos é possível construir a curva $M \times \theta$.

A Figura 11 ilustra o comportamento do conjunto pé + pedal .

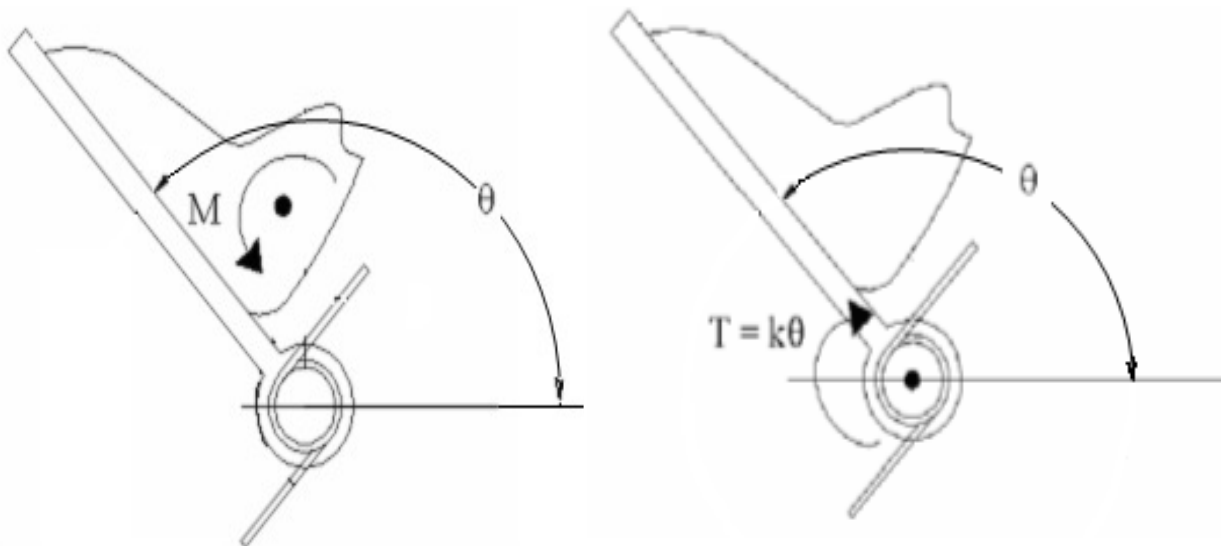


Figura 11 – Momento M , com centro no tornozelo, deslocamento angular θ (gerado pelo momento M) e momento da mola T , com centro no eixo pelo qual passam o pedal e a mola, e de sentido oposto ao de M , respectivamente.

3.1 SISTEMA VIGA-TRANSDUTOR

Para tornar conhecida a rigidez da mola (k) e, portanto, o momento da mesma, foi construído um sistema viga-transdutor composto de uma viga de alumínio de dimensões baseadas nos cálculos de extensometria.

Inicialmente foi realizado um ensaio experimental simples, no qual foi utilizado o dispositivo sem a porção informatizada para se obter o torque mínimo para o deslocamento da mola e posteriormente para o projeto da viga-transdutor.

Para tal ensaio foi montado um sistema de cabos e polias na extremidade do pedal e foi acrescentado massas de pesos conhecidos em um prato fixo adaptado ao cabo até o instante em que se observou o movimento do pedal. Uma foto desse ensaio pode ser observado na Figura 12.

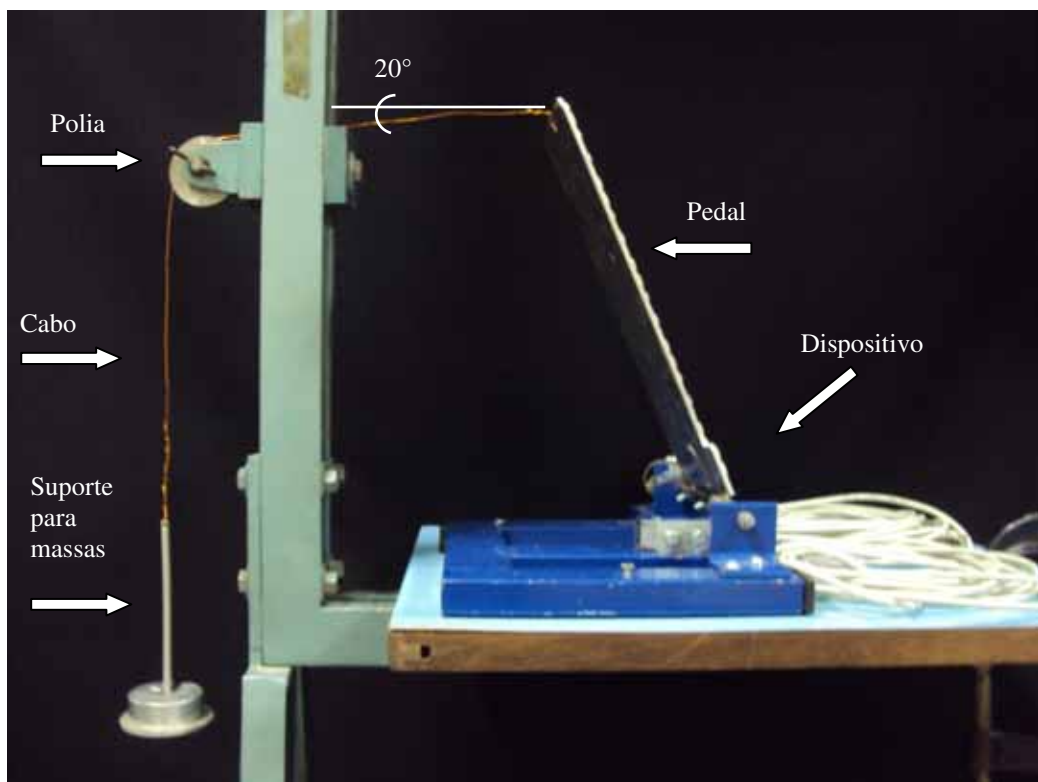


Figura 12 - Foto do ensaio experimental para se obter o torque mínimo para o deslocamento da mola.

A força F , aplicada na extremidade do pedal, formando um ângulo de aproximadamente 20° com a horizontal, foi a força mínima para gerar deslocamento angular do sistema mola-pedal e assim estabelecer as dimensões do mesmo. Verificou-se que a força F mínima foi de aproximadamente 11 N, gerando assim um momento na mola de 2,8 N.m, e a partir desse dado foi possível estabelecer a força mínima que a mola irá exercer sobre o sistema viga-transdutor. A Figura 13 mostra um esquema do sistema viga-transdutor com os respectivos parâmetros.

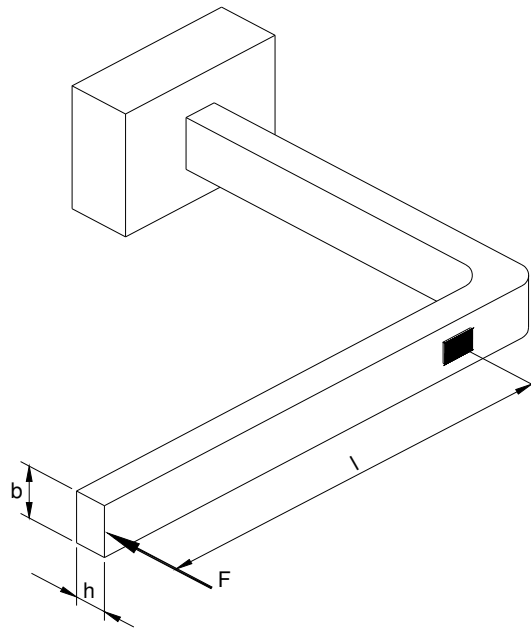


Figura 13 - Esquema do sistema viga-transdutor com seus respectivos parâmetros.

Essa força aplicada na extremidade da viga provoca uma tensão de flexão na mesma, de mesmo sentido, de acordo com a equação (1):

$$\sigma = \frac{M.c}{I} \quad (1)$$

Porém, sabe-se que $M = F.l$, $c = h/2$, e $I = (b.h^3)/12$. Portanto, de acordo com a equação (2):

$$\sigma = \frac{M.c}{I} = \frac{(F.l) \cdot \frac{h}{2}}{\frac{b.h^3}{12}} = \frac{6.F.l}{b.h^2} \quad (2)$$

onde F é a força na extremidade da viga, l é a distância do ponto de aplicação da força até os extensômetros, b a largura da viga, h a sua altura e c a distância da linha neutra até a superfície superior da viga.

Substitui-se, então, a equação (2) na expressão da deformação, resultado visto na equação (3):

$$\varepsilon = \frac{\sigma}{E} = \frac{6.F.l}{E.b.h^2} \quad (3)$$

Procede-se com o cálculo dos parâmetros da viga, utilizando-se um circuito em meia Ponte de Wheatstone com dois extensômetros ($\varepsilon_2 = \varepsilon_3 = 0$; $\varepsilon_1 = -\varepsilon_4 = \varepsilon$), vide equação (4) e o esquema de montagem dos extensômetros (Figura 14):

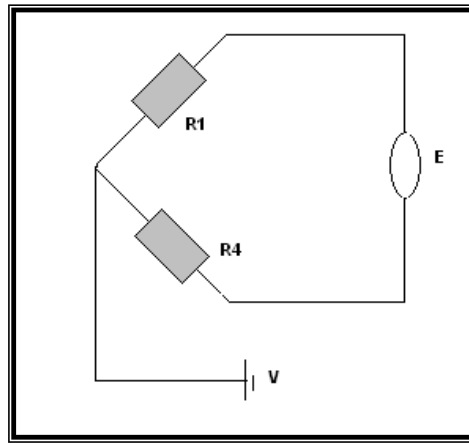


Figura 14 – Esquema da meia ponte de Wheatstone.

$$\frac{\Delta E}{V} = \frac{k}{4} \cdot (\varepsilon_1 - \varepsilon_2 + \varepsilon_3 - \varepsilon_4) = \frac{k}{4} \cdot 2\varepsilon = \frac{k \cdot \varepsilon}{2} \quad (4)$$

Substituindo a equação (3) na equação (4), obtém-se a equação (5):

$$\left(\frac{\Delta E}{V} \right) = \frac{k}{2} \cdot \frac{6.F.l}{E.b.h^2} = 3 \cdot \frac{k.F.l}{E.b.h^2} \quad (5)$$

Considerando $\Delta E/V$ e F valores de projeto, obtém-se a equação (6):

$$\left(\frac{\Delta E}{V} \right)_{\text{máx}} = 3 \cdot \frac{k.F.l}{E.b.h^2} \quad (6)$$

Sendo que $(\Delta E/V)_{\text{máx}}$ fica compreendido entre os seguintes valores, de acordo com a expressão (7):

$$0,001 < \left(\frac{\Delta E}{V} \right)_{\text{máx}} < 0,003 \quad (7)$$

Fazendo-se:

$$z = \frac{l}{b \cdot h^2} \Rightarrow h^2 = \frac{l}{z \cdot b} \Rightarrow h = \sqrt{\frac{l}{z \cdot b}} \quad (8)$$

Obtém-se a equação (9):

$$\left(\frac{\Delta E}{V} \right)_{\text{máx}} = \frac{3 \cdot F \cdot k \cdot z}{E} \quad (9)$$

Ou, isolando-se z na equação (9):

$$z = \frac{E \cdot \left(\frac{\Delta E}{V} \right)_{\text{máx}}}{3 \cdot F \cdot k} \quad (10)$$

Após o desenvolvimento teórico, as equações (8) e (10) foram inseridas no programa Excel. Foram escolhidos, então, os materiais para análise (neste caso o aço e o alumínio), e foram arbitrados valores para $(\Delta E/V)_{\text{máx}}$, k , l e b , até que fossem obtidos os resultados desejados para h . Na Tabela 1 podem ser observados os resultados obtidos para h , bem como os valores adotados para $(\Delta E/V)_{\text{máx}}$, k , l e b , para ambos os materiais.

Tabela 1 – Resultados do projeto da viga-transdutor.

Material	Aço	Alumínio
E (Pa = N/m²)	2,0x10 ¹¹	7,0x10 ¹⁰
($\Delta E/V$)_{Max}	0,001	0,001
F_{máx} (N)	10,9	10,9
k	2	2
l (m)	0,035	0,035
b (m)	0,020	0,020
h (mm)	2,44	4,12

De acordo com os valores de espessura obtidos para o aço e alumínio, optou-se por utilizar alumínio por ter uma espessura próxima a encontrada em chapas comerciais.

As dimensões finais são observadas no Apêndice A.

3.2 CALIBRAÇÃO DO SISTEMA VIGA-TRANSDUTOR

Após a adoção do alumínio como material de constituição da viga do sistema viga-transdutor a partir das equações de extensometria elétrica aliadas às equações da mecânica dos materiais, foram colados dois extensômetros elétricos de resistência (strain gages) da marca Kyowa KFG-3-120-C1-11, com fator $k = 2,10$ na superfície superior e inferior da mesma, sendo ligados em meia ponte de Wheatstone. Em seguida foram soldados dois fios de pequeno diâmetro nas terminações de cada extensômetro e fixados a um conector DB 15 para a posterior calibração do sistema.

O sistema de viga-transdutor fornece dados sobre o torque na mola a partir da deformação no mesmo.

A Figura 15 ilustra a viga com os extensômetros colados, onde é possível visualizar somente o extensômetro da parte posterior, e com o fio para conectá-lo ao sistema de aquisição de sinais, e a Figura 16 mostra a disposição da viga em relação à mola e ao pedal.

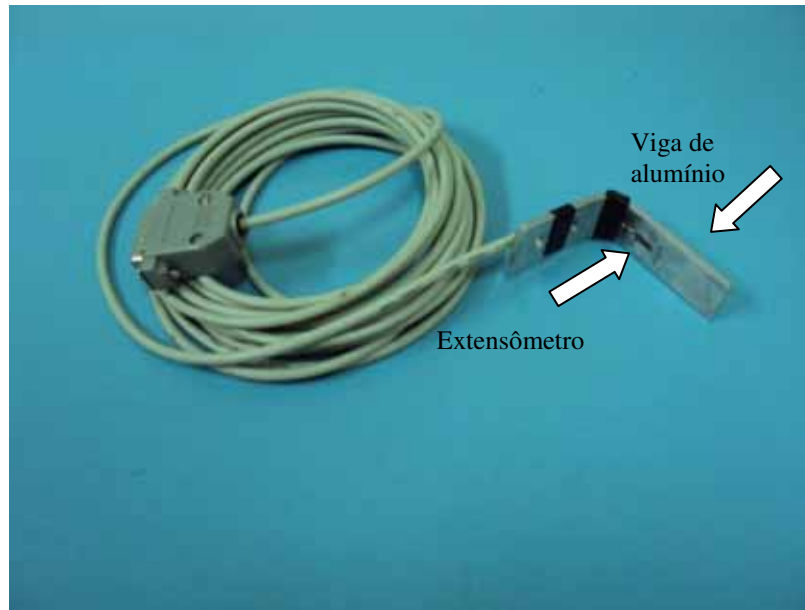
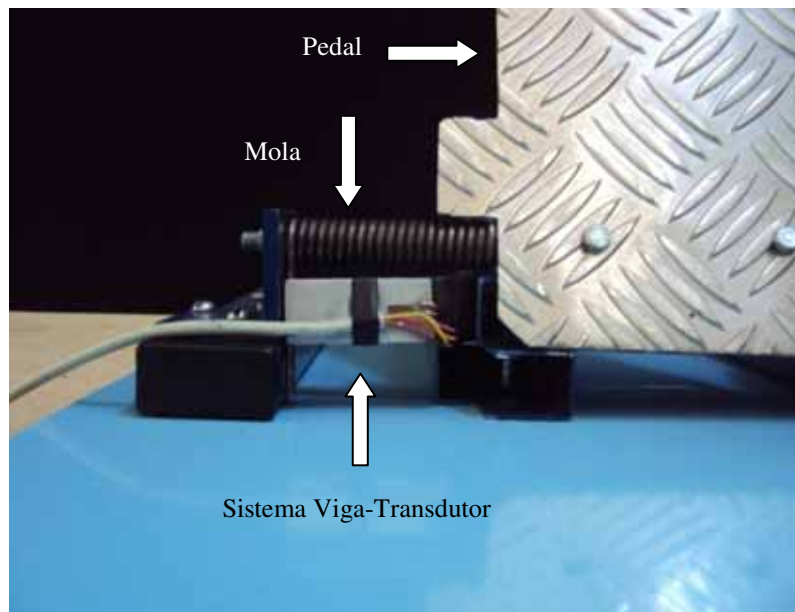


Figura 15 – Foto do sistema viga-transdutor com os extensômetros colados (visualiza-se somente o extensômetro na face posterior da viga) e o fio para conectá-lo ao Spider8.



(A)

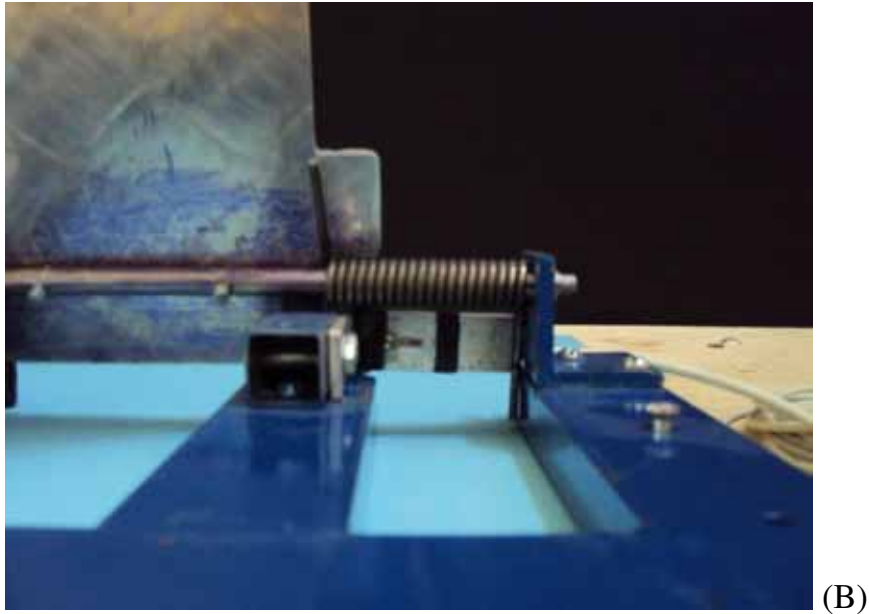


Figura 16 – Foto do dispositivo focalizando a relação entre viga, mola e pedal, vista anterior (A) e posterior (B) respectivamente.

Para a calibração do mesmo e de seus componentes, os dados adquiridos pelo potenciômetro e pelo extensômetro passaram por um sistema de condicionamento de sinais modelo Spider8 da HBM (Hottinger Baldwin Mess Technick, HBM, 4,8 KHz/DC; Darmstadt, Alemanha) e por um *software* de processamento dos sinais adquiridos, Catman Easy[®], que possibilita a coleta de dados em tempo real. Tanto o sistema Spider8 quanto o programa Catman Easy[®] estão disponíveis no Departamento de Mecânica da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá (FEG).

Para tal calibração, o sistema viga-transdutor foi fixado em uma superfície rígida por meio de um grampo e foi acoplado a ele um suporte de aço aparafusado a uma haste com um prato de aço, o qual serviu de apoio para anilhas que foram aplicadas durante esse processo. A Figura 17 e a Figura 18 ilustram a construção para essa calibração.

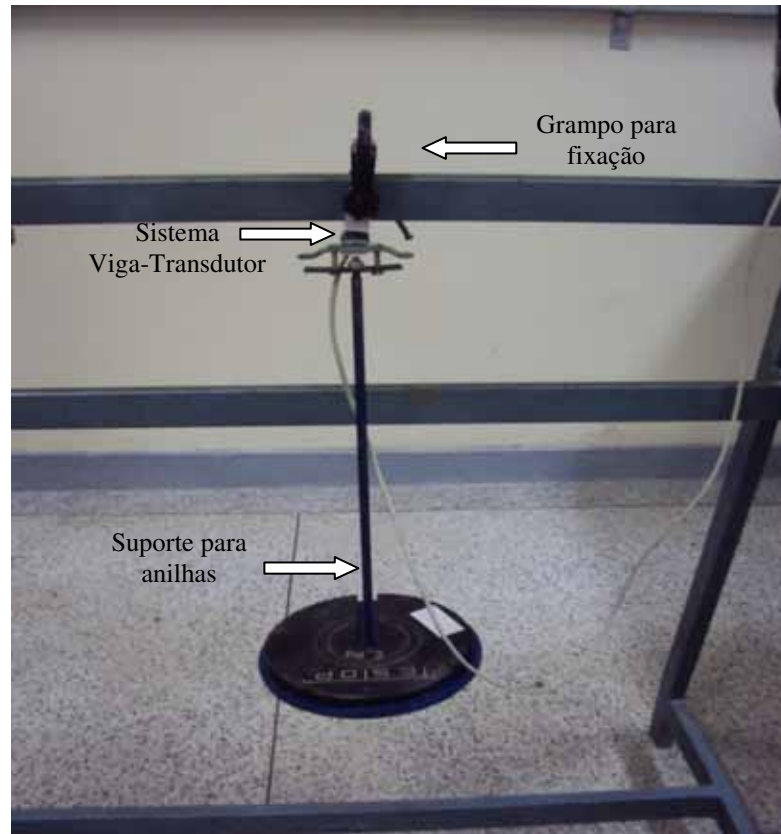


Figura 17 – Foto da montagem dos equipamentos para a calibração do sistema Viga-Transdutor.



Figura 18 – Foto ampliada da calibração do sistema Viga-Transdutor.

Através do sistema de condicionamento de sinais e do *software* supracitados foram coletados os dados da variação de tensão elétrica ($\Delta V/V$) em milivolt por volt (mV/V) a cada valor em quilograma (kg) que posteriormente foi convertida para Newton (N).

Foram acrescentadas ao sistema massas partindo de 1,85 kg, equivalente à massa do prato de suporte, aumentando para 3,85 kg, 5,85 kg, 9,85 kg, 11,85 kg e finalmente 13,85 kg. Para tal medição foram utilizadas anilhas de 2 kg e 4 kg, as quais foram medidas em uma balança com precisão de cargas de 0,0005 kg. O sinal proveniente da ponte montada com os extensômetros em mV/V era automaticamente transferido em sinal de força (N) e para a obtenção dos dados do Torque produzido na mola foi multiplicado essa força pela distância de 0,026 m, o equivalente a distância entre o ponto de aplicação da força e o centro da mola.

A partir dos dados foi construído um gráfico da relação Torque (N.m) *versus* Variação de tensão ($\Delta V/V$), constatando assim uma linearidade entre os dados obtidos, conforme observado na Figura 19.

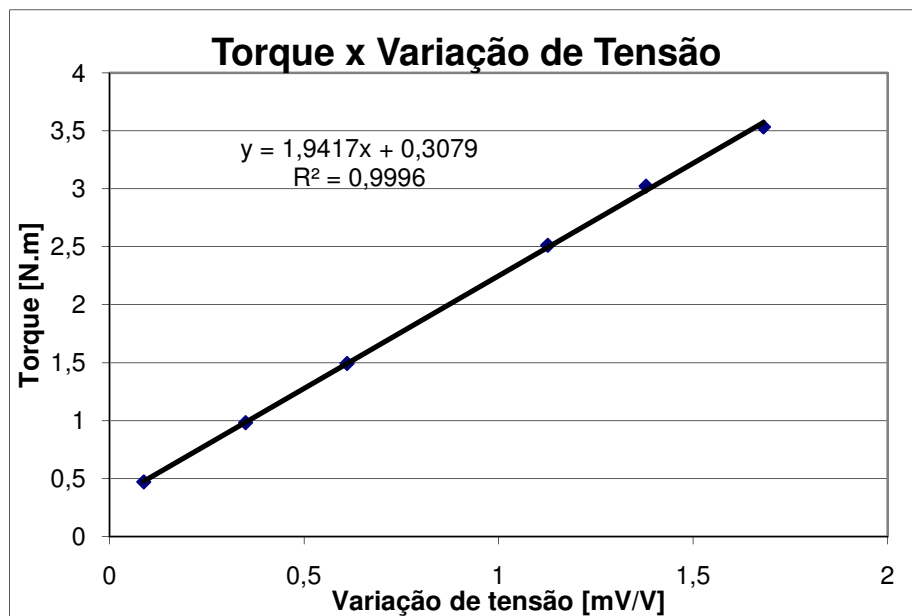


Figura 19 – Curva de Calibração do Sistema viga-transdutor.

Posterior à calibração foi realizada a montagem para a medida da rigidez da mola. O sistema viga-transdutor foi fixado no dispositivo a fim de que uma extremidade da mola permanecesse em contato com a extremidade da viga,

possibilitando assim que o pedal, ao sofrer um deslocamento, voltasse à posição inicial.

A calibração realizada anteriormente entre torque na mola e variação de tensão foi introduzida no programa Catman Easy[®]. Em seguida foram dados deslocamentos angulares na extremidade da mola iniciando em 80° (1,396 rad), ponto em que o torque é igual a zero, até 180° (3,142 rad), variando de 20 em 20 graus, medidos com um transferidor acoplado ao eixo de rotação da mola. Procurou-se permanecer em cada ângulo um período de aproximadamente 5 segundos. Assim para cada ângulo obteve-se o torque na mola. A Figura 20 mostra uma tela do Catman Easy[®] mostrando o torque em função do tempo para os respectivos ângulos citados.

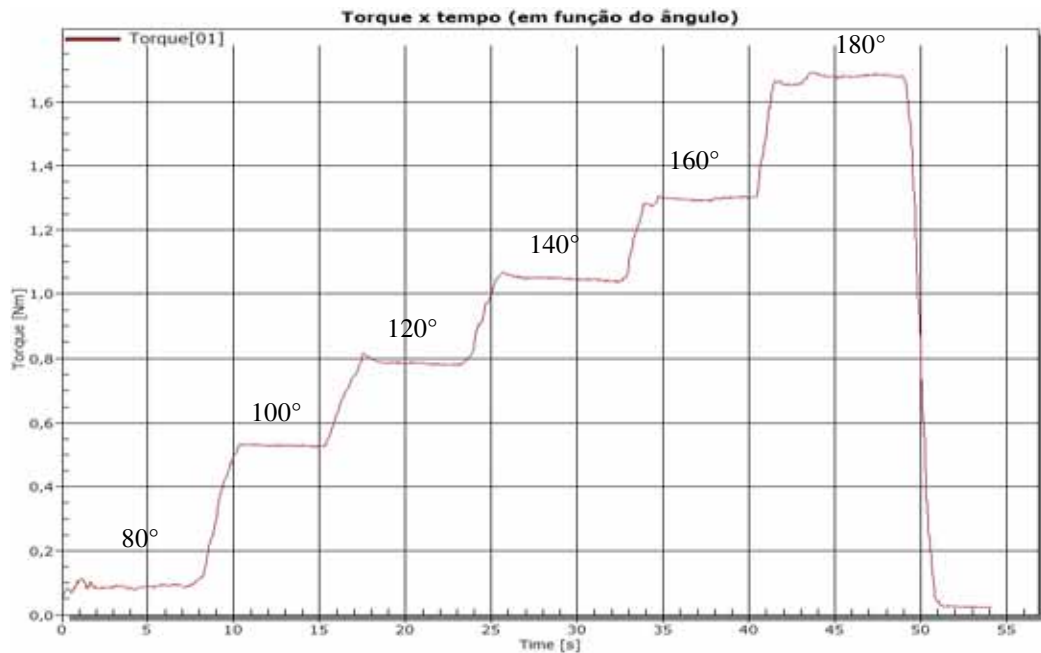


Figura 20 – Torque *versus* Tempo em função do ângulo.

Com os valores de torque e ângulo foi construído o gráfico mostrado na Figura 21 cujos pontos se aproximam de uma reta ($R^2= 0,9991$). O coeficiente angular desta reta foi tomado como a rigidez da mola.

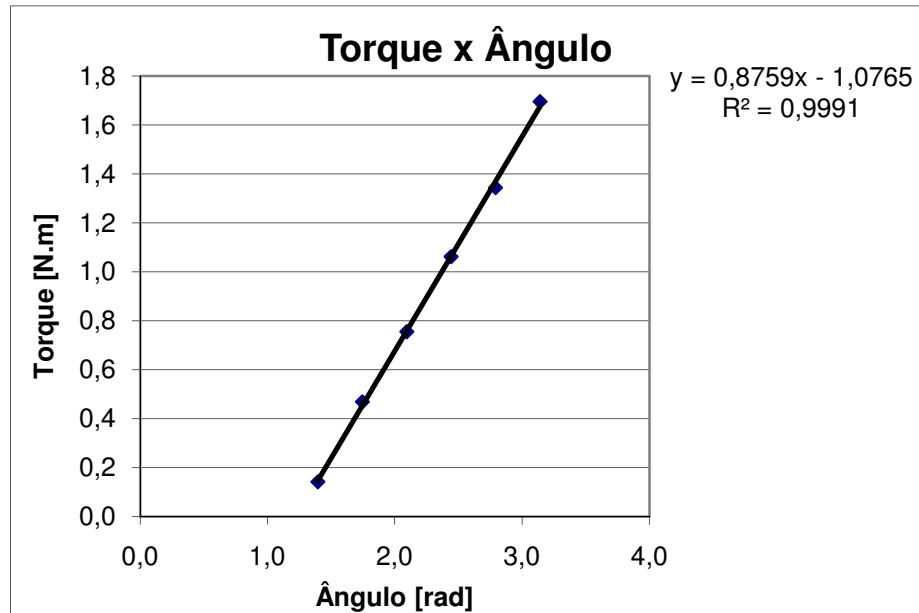
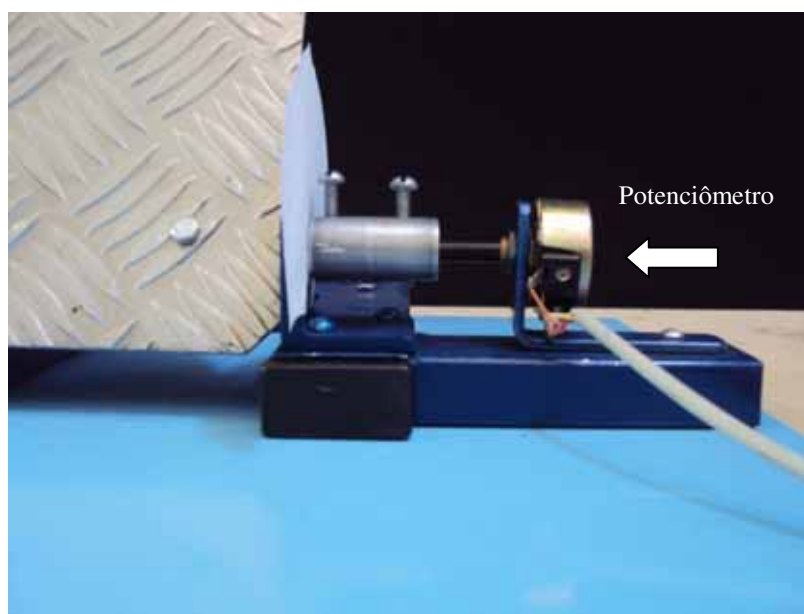


Figura 21 – Determinação da rigidez da mola.

3.3 CALIBRAÇÃO DO POTENCIÔMETRO

Para a calibração do potenciômetro, o mesmo foi instalado ao dispositivo mecânico na outra extremidade lateral e fixado ao eixo por meio de uma bucha a fim de girarem juntos e fornecer os dados de deslocamento angular, conforme observado na Figura 22.



(A)

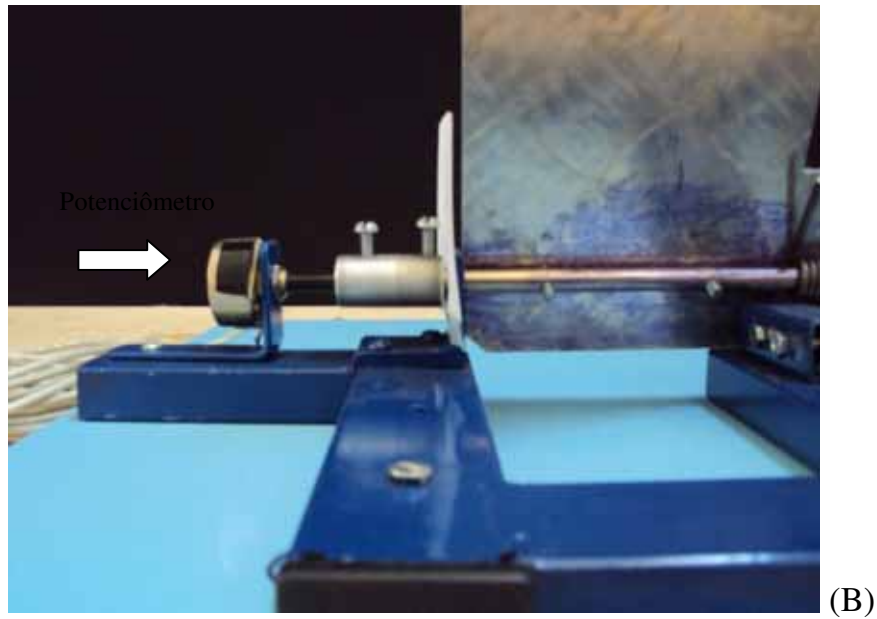
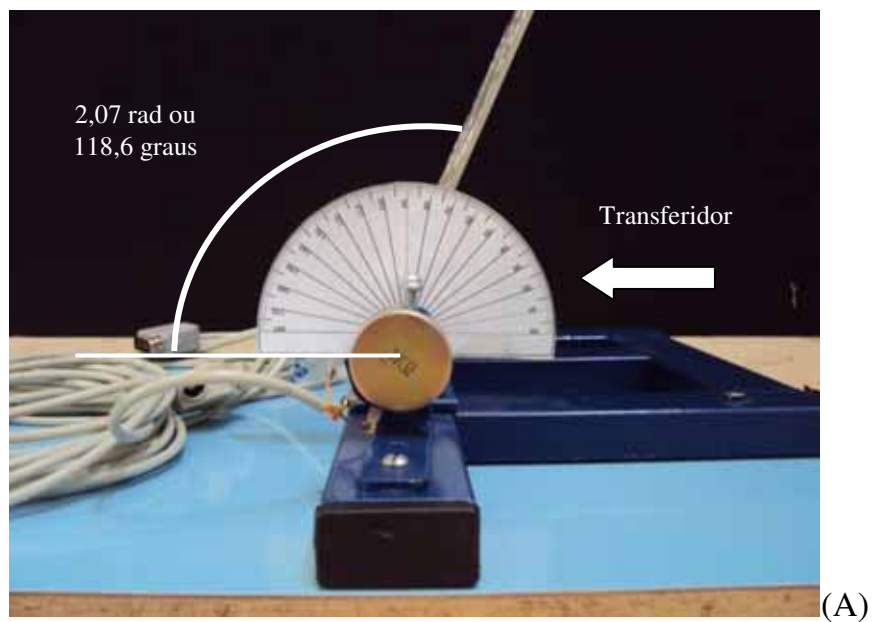


Figura 22 – Foto do dispositivo focalizando a montagem do potenciômetro em vista anterior (A) e posterior (B), respectivamente.

Nesta mesma extremidade também foi acoplado um transferidor para observar o deslocamento angular durante a realização do teste, conforme mostra a Figura 23.



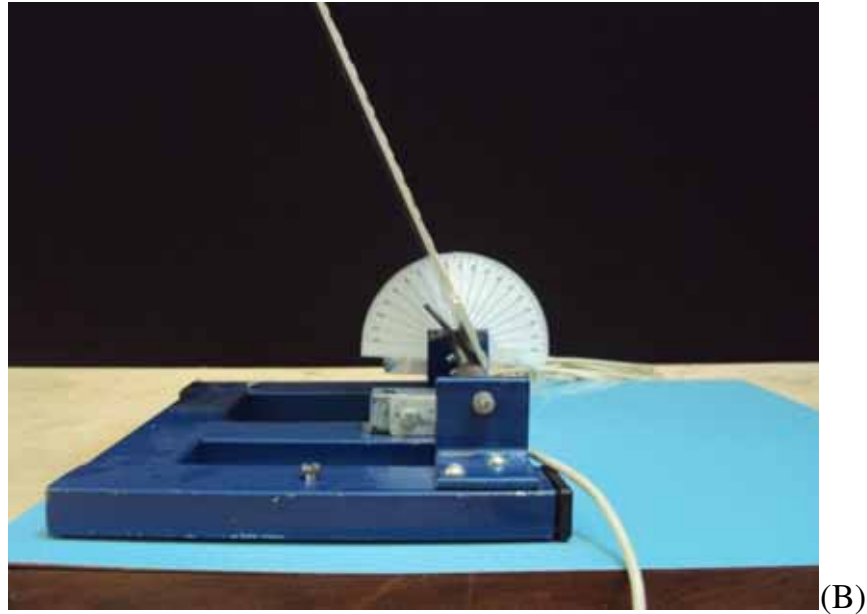


Figura 23 – Foto do potenciômetro com um transferidor acoplado ao dispositivo vista pela extremidade lateral direita (A) e do transferidor visto pela extremidade lateral esquerda (B).

Posteriormente o potenciômetro foi conectado ao sistema Spider8 e por meio do *software* Catman Easy[®] foi iniciado o processo de calibração.

A presença do sistema viga-transdutor faz com que a mola exerça um momento inicial contra a viga e assume um deslocamento angular de aproximadamente $\theta = 2,07$ rad. A partir deste ângulo a cada ângulo variado, observado visualmente pelo transferidor, foi obtida uma tensão em mV/V, estabelecendo assim uma relação linear entre as medidas que pode ser observada na Figura 24 através do gráfico $\hat{\text{Ângulo}} \text{ (rad)}$ *versus* Variação de tensão (mV/V) no circuito potenciométrico.

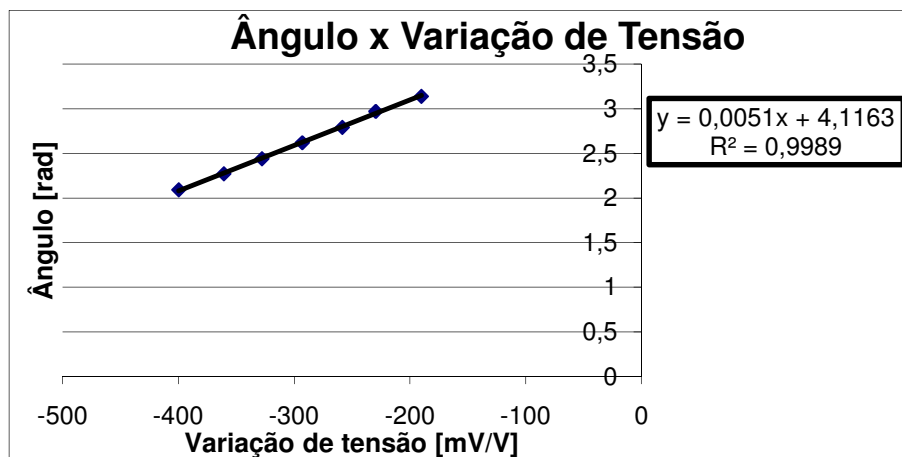


Figura 24 – Curva de calibração do potenciômetro.

O emprego do sistema de condicionamento de sinais e do *software* supracitado, na coleta de dados, possibilitou que o deslocamento angular θ fosse automaticamente convertido em aceleração angular α no momento da aquisição, por meio de duas operações de derivação sucessivas. Esta conversão é necessária para o desenvolvimento da fórmula geral que descreve o movimento do conjunto pé/pedal. A demonstração da equação geral é feita na Eq. 11:

$$\sum M_o = I_o \cdot \alpha \Rightarrow M - T = I_o \cdot \alpha \Rightarrow M = T + I_o \cdot \alpha \Rightarrow M = k \cdot (\theta - \theta_i) + I_o \cdot \ddot{\theta} \quad (11)$$

O momento de inércia I_o refere-se ao momento de inércia do pé/pedal, ou seja, $I_o = I_{\text{pedal}} + I_{\text{pé}}$. Consultando Beer, Johnston e Clausen (2006), o I_{pedal} pode ser aproximado para o momento de inércia de uma placa retangular delgada, e, recorrendo ao Teorema dos Eixos Paralelos, com seu eixo de rotação transladado do centro de massa para uma das arestas menores, obtém-se a equação 12:

$$I_{\text{pedal}} = I_{xx} + m \left(\frac{b}{2} \right)^2 = \frac{1}{12} mb^2 + \frac{mb^2}{4} = \frac{mb^2 + 3mb^2}{12} = \frac{4mb^2}{12} = \frac{1}{3} mb^2 \quad (12)$$

onde m é a massa do pedal e b é o comprimento da aresta maior do pedal.

A massa aproximada do pedal é obtida calculando-se o volume do pedal (considerando uma placa retangular delgada de dimensões 0,004 x 0,120 x 0,310 m somado a 0,004 x 0,020 x 0,035 m da pequena porção da placa que serve de apoio para uma das extremidades da mola), multiplicado pela massa específica do alumínio, que é de 2164 kg/m³, e obtém-se a massa do pedal, 0,328 kg.

A seguir calculou-se o momento de inércia do pedal, com $b = 0,310$ m, através da equação 13:

$$I_{\text{pedal}} = \frac{1}{3} mb^2 = \frac{1}{3} 0,328 \times 0,310^2 = 0,0105 \text{ kg} \cdot \text{m}^2 \quad (13)$$

$I_{pé}$ é obtido de Winter (1979), onde se encontra dados e para se obter a massa do pé e suas dimensões em função da altura e peso de cada indivíduo. E, considerando o pé um triângulo retângulo, torna-se possível o cálculo do Momento de Inércia do pé, através da equação 14, onde x é a distância entre o centro de massa do pé e o ponto mais distal do calcâneo. A Figura 25 ilustra o modelo esquemático do pé.

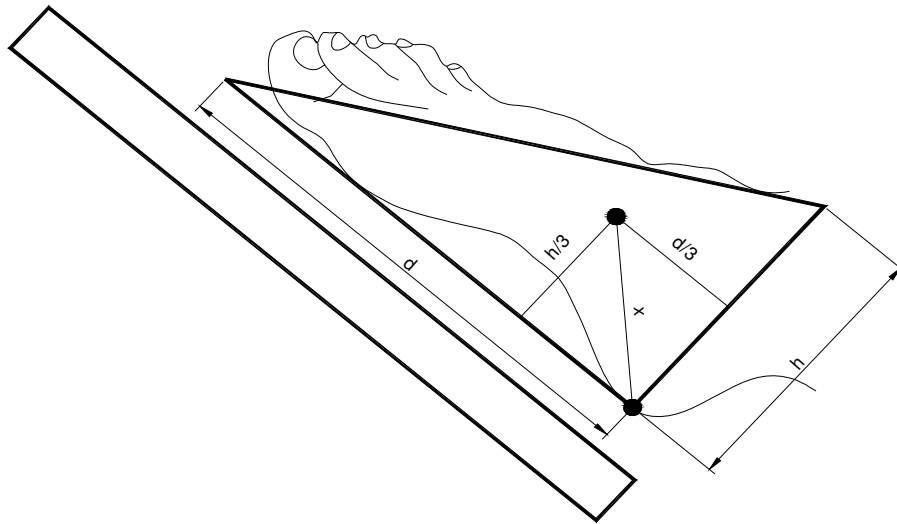


Figura 25 – Ilustração do pé sendo considerado um triângulo retângulo.

$$I_{pé} = m_{pé} \cdot x^2 = \frac{m_{pé}}{9} \cdot (h^2 + d^2) \quad (14)$$

onde h equivale à altura do pé e d o comprimento do mesmo.

Conhecido o momento de inércia do sistema para cada indivíduo foram criados, no próprio Catman Easy[®], três canais virtuais, sendo que um forneceu dados da primeira derivação de θ ($\dot{\theta}$), outro da segunda derivação de θ ($\ddot{\theta}$) e o último forneceu dados do momento M gerado pelo pé de cada voluntário, segundo a equação 11. A partir do gráfico Momento *versus* Ângulo traçado pelo programa, se obtém a rigidez do tornozelo para o movimento de dorsiflexão e plantiflexão baseado no coeficiente angular da reta.

A partir desses dados também foi possível observar o ângulo máximo atingido por cada voluntário. A potência média também foi outro parâmetro analisado. Esta foi obtida por meio do cálculo da área sob a reta do gráfico Momento (N.m) *versus* θ (rad) dividindo-se este valor pela variação do tempo, no qual t_1 equivale ao tempo inicial

quando o ângulo (θ) também é inicial e t_2 representa o tempo em que se atingiu o ângulo máximo para a flexão plantar.

3.4 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

Este estudo foi realizado no laboratório de dinâmica do movimento no Departamento de Mecânica da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá (UNESP/FEG).

Para o experimento foram selecionados 25 voluntários saudáveis de ambos os sexos que foram divididos em dois grupos, um grupo controle contendo 12 indivíduos com idades entre 25 e cinquenta anos, sendo nove do sexo feminino e três do sexo masculino, e um grupo com 13 indivíduos com faixa etária acima de sessenta anos, dois do sexo masculino e 11 do sexo feminino.

A seleção dos voluntários seguiu conforme os critérios de inclusão e exclusão.

- **Critérios de inclusão:** indivíduos sedentários, porém independentes. E para o grupo de estudo os voluntários precisavam apresentar faixa etária acima de sessenta anos e o grupo controle, com idade entre 25 e cinquenta anos.
- **Critérios de exclusão:** indivíduos com lesão traumato-ortopédica de membros inferiores, lesão neurológica central ou periférica, que relatam quedas no último ano e/ou portador de doença metabólica.

3.4.1 Avaliação dos voluntários

Inicialmente, os indivíduos que se dispuseram a participar do trabalho foram submetidos à anamnese, utilizando a Ficha de Avaliação (Apêndice D).

3.4.2 Considerações Éticas

Após a seleção dos voluntários, todos receberam um termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice E), o qual continha informações sobre o objetivo do experimento, os procedimentos a serem realizados, o sigilo sobre os dados e a

identidade de cada voluntário, os riscos e benefícios aos quais serão expostos, e demais itens descritos nas Diretrizes do Conselho Nacional de Saúde (Resolução 196/96).

Este documento foi lido aos mesmos em voz alta, garantindo a compreensão do documento e foi colocada aos voluntários a disponibilidade dos pesquisadores a esclarecer qualquer dúvida. Também foi garantido aos voluntários o direito de se recusarem a participar do estudo em qualquer momento, sem nenhum prejuízo aos mesmos. O estudo foi submetido à avaliação do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Pindamonhangaba – CEP/FAPI, o qual teve sua aprovação (protocolo n° 142).

3.5 COLETA DE DADOS

Os voluntários foram orientados a realizar o procedimento conforme demonstrado inicialmente pelo pesquisador em um ambiente composto por uma cadeira, o sistema de aquisição e condicionamento de sinais (SPIDER 8) e o dispositivo, conforme ilustrado na Figura 26. O dispositivo foi posicionado à frente de uma cadeira com dimensões conhecidas (48 cm de altura e 37 cm de comprimento de acento) a fim de que sua posição permitisse que os joelhos do voluntário permanecessem com flexão de 30° a 45° durante a coleta de dados, conforme observado na Figura 27.

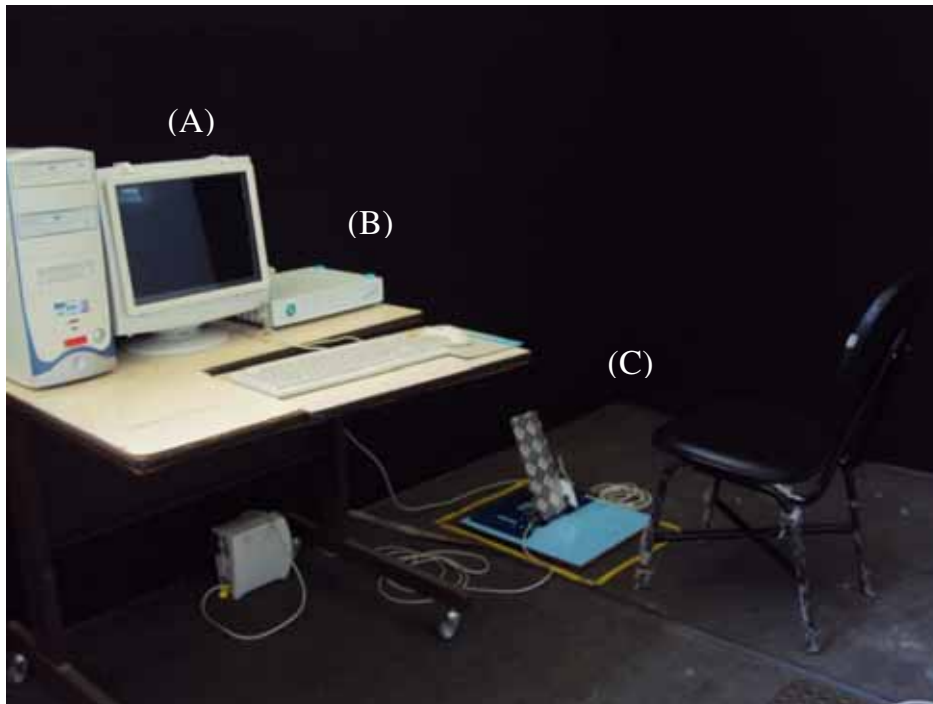


Figura 26 – Foto do sistema de aquisição: (A) computador; (B) sistema de aquisição e condicionamento de sinais modelo SPIDER 8 e (C) dispositivo de medição de rigidez de tornozelo.

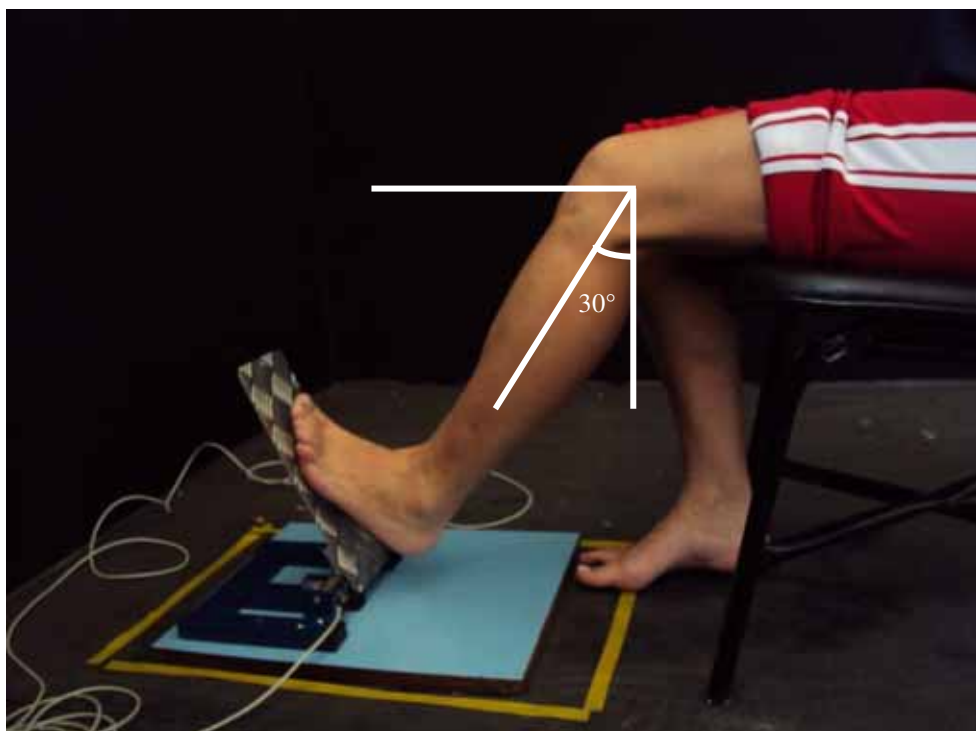


Figura 27 – Foto de um voluntário na posição inicial do experimento onde a mesma mantém uma flexão de joelho entre 30° e 45°.

O indivíduo foi posicionado no centro da cadeira aproximando primeiramente o pé direito ao pedal do dispositivo e ao ser dado o comando para iniciar a coleta, o mesmo realizava uma flexão plantar de forma natural a partir de uma dorsiflexão, como mostra a Figura 28.

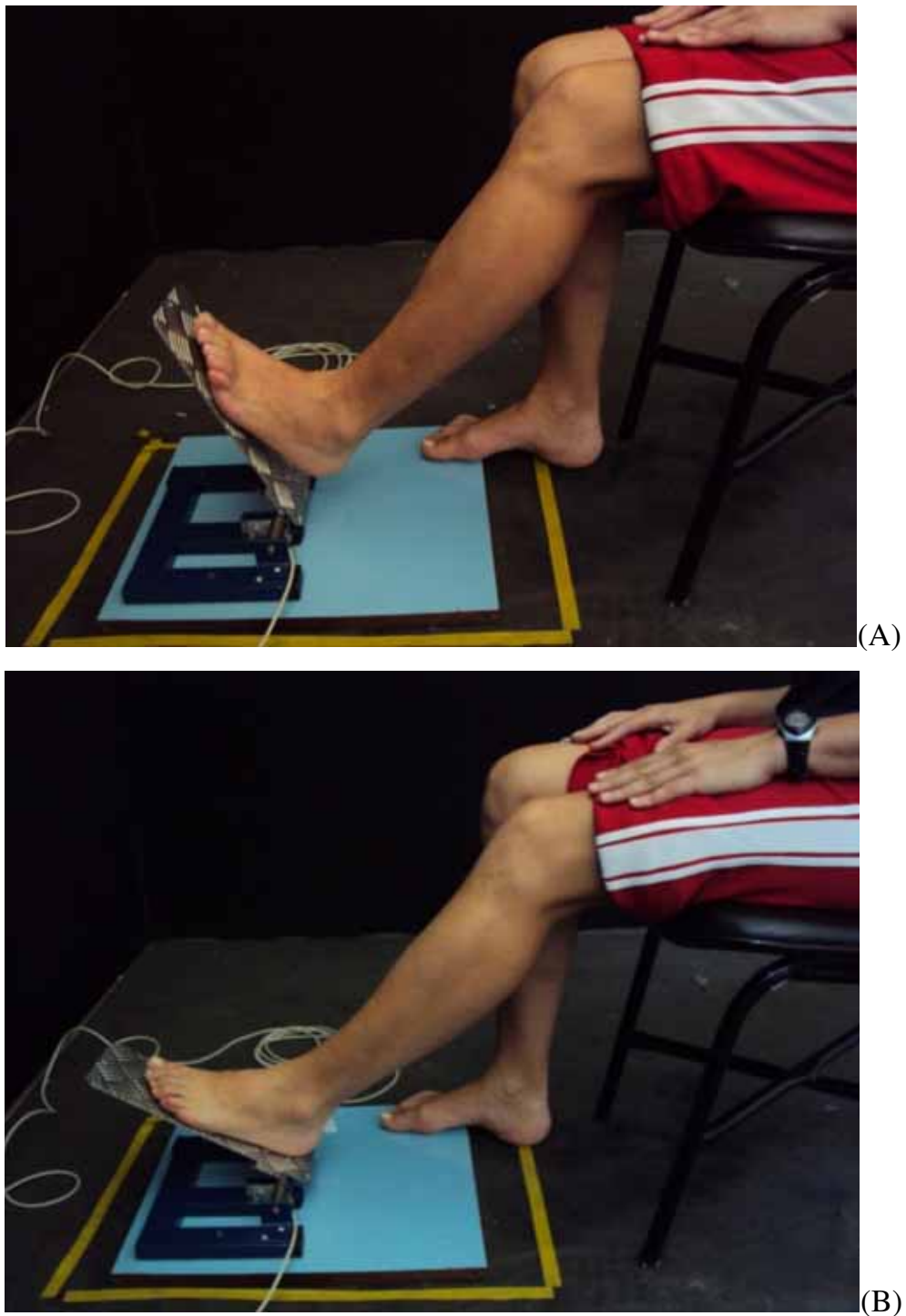


Figura 28 – Foto de um voluntário no início, com dorsiflexão máxima de tornozelo (A) e no meio do procedimento experimental, com plantiflexão máxima de tornozelo (B), respectivamente.

Este procedimento foi realizado três vezes para se obter a média das coletas e o mesmo foi feito com o pé esquerdo.

3.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Após a coleta dos dados de rigidez, potência e ângulo máximo do grupo idoso e do grupo controle foi realizada uma comparação entre os resultados e para análise dos dados coletados, foi utilizado o teste não paramétrico de Mann-Whitney através do programa SPSS Statistics 17.0[®] versão demo. Valores de p menores do que 0,05 foram indicativos de significância estatística.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

A amostra utilizada neste estudo, composta de 13 idosos e 12 adultos, todos saudáveis e de ambos os sexos, foi caracterizada na Tabela 2, onde pode-se verificar a média de idade, peso, altura e índice de massa corpórea (IMC) dos dois grupos e os respectivos desvios padrões dos participantes do estudo.

Tabela 2 – Média da idade, massa corporal, altura e índice de massa corpórea.

Média da idade, massa, altura e índice de massa corpórea (IMC)				
	Idade (anos)	Massa (kg)	Altura (m)	IMC (kg/m ²)
Grupo controle	38,8 ± 10,3	66,9 ± 11,2	1,64 ± 0,09	24,7 ± 2,8
Grupo idoso	63,9 ± 4,8	66,5 ± 4,2	1,60 ± 0,06	25,9 ± 2,2

A determinação da faixa etária para a divisão dos grupos foi baseada no processo cronológico do declínio das funções do sistema locomotor, o qual o grupo controle, com média de idade de 38,8 ± 10,3 anos, está contido dentro da faixa etária de início da redução dessas funções (ROSSI, 2008). Já o grupo de idosos, com média de idade de 63,9 ± 4,8 anos, compreende a faixa etária da população considerada idosa no Brasil, segundo o Estatuto do Idoso (BRASIL, 2003), ou seja, com idade igual ou superior a 60 anos.

Na tabela 2 pode-se destacar ainda que as médias de massa e altura de ambos os grupos não apresentam grandes diferenças, isso implica que a massa corpórea dos indivíduos destes grupos não é um fator que influenciou diretamente nos resultados deste estudo, sendo uma variável controlada. Esse dado foi levado em conta, pois se sabe que o peso corporal interfere diretamente na força reativa da articulação do tornozelo e conseqüentemente na função deste segmento durante suas atividades (SAMMARCO, 2003).

Porém ao se analisar o índice de massa corporal médio do grupo controle observa-se que este é classificado, segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS), com peso normal, já o grupo idoso é classificado como pré-obeso o que aumenta a chance de falhas biomecânicas. O aumento da massa corporal e do acúmulo de tecido

adiposo podem ser causas da redução do equilíbrio, assim como contribuir às falhas biomecânicas das respostas musculares desses indivíduos (KEJONEN, KAURANEN, VANHARANTA, 2003). Com a diminuição da estabilidade no ortostatismo, esta pode ser compensada com um aumento da rigidez do tornozelo (FARIA et al. 2009).

Analisando-se a amostra deste estudo, 80% dos indivíduos eram do sexo feminino e 20% do sexo masculino. O grupo controle apresentava 25% de homens em sua população e o grupo de idosos 15,4%, o que significa um grupo homogêneo, pois as porcentagens não são diferentes ($p=0,92$).

Assim, com uma amostra homogênea e bem definida, foi iniciada a coleta de dados, e após o experimento de cada indivíduo foi obtida uma curva do Momento em relação à variação angular pelo programa Catman Easy[®], e utilizando o programa Excel (Microsoft[®]) foi possível traçar a equação da reta. A partir desta equação se obtém a rigidez do respectivo tornozelo, valor proveniente do coeficiente angular da equação. A Figura 29 mostra um gráfico do momento em função do ângulo do tornozelo direito de um sujeito idoso.

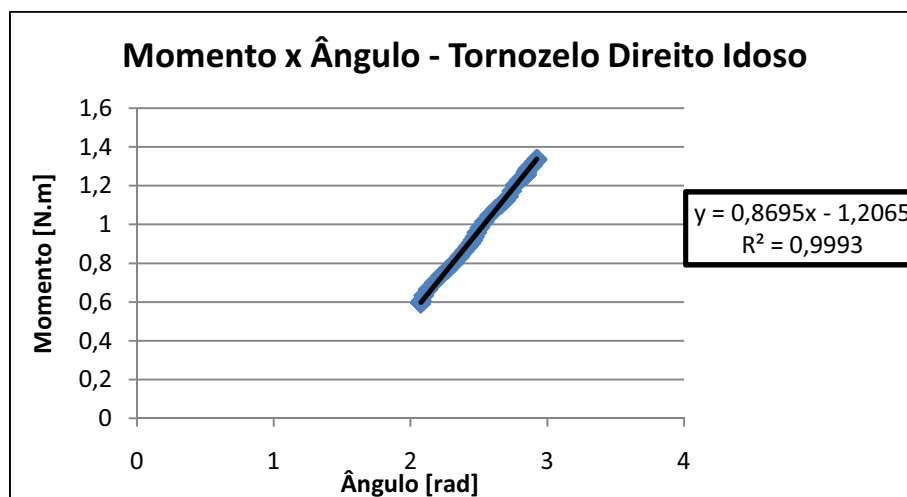


Figura 29 – Comportamento da curva Momento *versus* ângulo do tornozelo direito de um idoso.

Ao analisar este gráfico observa-se que o comportamento da curva momento *versus* ângulo é linear, o que sugere um comportamento semelhante das estruturas que compõem o tornozelo. Porém sabe-se que os tendões, ligamentos, cápsula articular são estruturas com comportamento viscoelástico, ou seja, à aplicação de tensões mais baixas se produz uma deformação proporcional, e em situações de maior tensão

observa-se uma deformação desproporcional, não linear. Assim uma possível justificativa para essa linearidade é que o movimento no presente estudo gerou tensões de menor magnitude gerando uma deformação elástica dos tecidos conectivos e musculares, não atingindo sua fase plástica, fato também explicado pela velocidade do movimento e de deformação tecidual (TAYLOR et al., 1990).

4.1 RIGIDEZ DE TORNOZELO

Analisando-se os dados de cada voluntário foi construída uma tabela com a média dos três procedimentos realizados por estes. Logo, verificam-se na Tabela 3 os dados da média da rigidez do tornozelo de ambos os membros inferiores e os respectivos desvios padrões.

Tabela 3 – Valores médios e desvio padrão da rigidez do tornozelo direito e esquerdo do grupo controle e do grupo de idosos.

	Rigidez Média de Tornozelo (N.m/rad)		
	Tornozelo direito	Tornozelo esquerdo	Valores de p
Grupo controle	0,8343 ± 0,025	0,8244 ± 0,033	NS
Grupo idoso	0,8540 ± 0,017	0,8541 ± 0,011	NS

*NS = não significativo

As Figuras 30 e 31 mostram as diferenças entre a rigidez de tornozelo direito e esquerdo do grupo controle e do grupo de idosos, respectivamente, através do teste não paramétrico de Mann-Whitney com $p \leq 0,05$. Porém não foi observada diferença significativa estatisticamente.

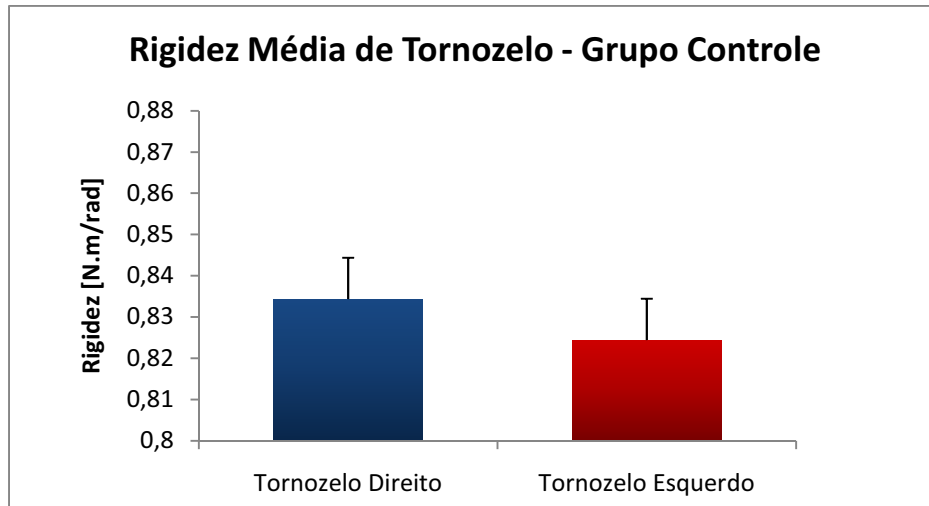


Figura 30 – Valores médios e desvio padrão da rigidez média de tornozelo direito e esquerdo do grupo controle.

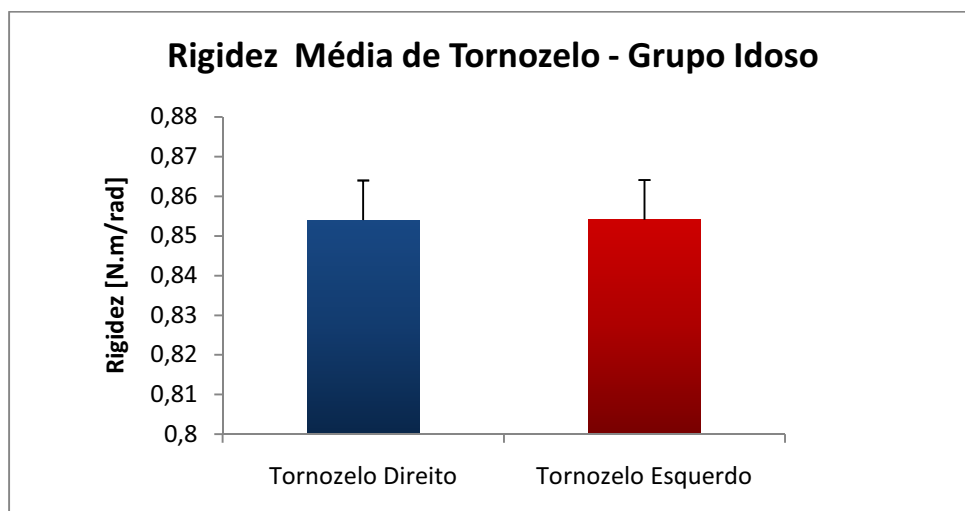


Figura 31 – Valores médios e desvio padrão da rigidez média de tornozelo direito e esquerdo do grupo de idosos.

Apesar da diferença da rigidez entre os tornozelos não ser significativa em ambos os grupos, há uma tendência de maior rigidez do tornozelo direito no grupo controle. Este fato pode ser explicado pela maior solicitação do membro dominante, que neste estudo é representado pelo tornozelo direito. Porém não foram encontrados estudos suficientes na literatura que permitissem a discussão deste parâmetro.

Souza (2008) ao avaliar a rigidez passiva do tornozelo dominante de indivíduos jovens saudáveis, através de um dinamômetro isocinético, obteve valores médios referentes à flexão plantar de aproximadamente 6,7 N.m/rad, e no presente estudo o

valor médio da rigidez para o mesmo movimento foi de 0,83 N.m/rad. A diferença entre os valores encontrados pode ser explicada pelo fato deste parâmetro ter sido avaliado de formas diferentes e também porque no presente estudo não foi analisada a rigidez passiva de tornozelo, já que o movimento de flexão plantar foi realizado de forma ativa não controlada e dentro de uma amplitude de movimento pequena, equivalente a variação angular do tornozelo durante a marcha (aproximadamente 25 graus), sem grandes tensões.

Em outros estudos também foram observados que os valores médios de rigidez de tornozelo foram um pouco superiores aos encontrados nesta pesquisa, como Davis e DeLuca (1996), Gabriel et al. (2008) e Sung, Baek e Kim (2010). Essa diferença pode ser possível devido o método de análise dessa rigidez, que foi diferente em cada um desses estudos, variando desde o uso de um equipamento motorizado (SUNG; BAEK; KIM, 2010) até uma análise por cinemetria (GABRIEL et al. 2008), e também ao expor a articulação à situações extremas e em funções diversas como marcha (GABRIEL et al. 2008) ou descendo uma escada (LARK et al. 2003).

No presente estudo o método de análise para a rigidez de tornozelo foi baseado na realização da flexão plantar a partir de uma dorsiflexão dentro de uma amplitude livre de tensões, onde o sujeito realizava estes movimentos com uma variação angular semelhante a que se realiza durante uma marcha. Foi adotada essa forma de medição para que os dados coletados pudessem ser viáveis na análise de parâmetros biomecânicos durante a marcha.

Ao se comparar a rigidez entre os grupos foi observada diferença estatística tanto para o tornozelo direito quanto para o esquerdo, conforme ilustrado nas Figuras 32 e 33, respectivamente.

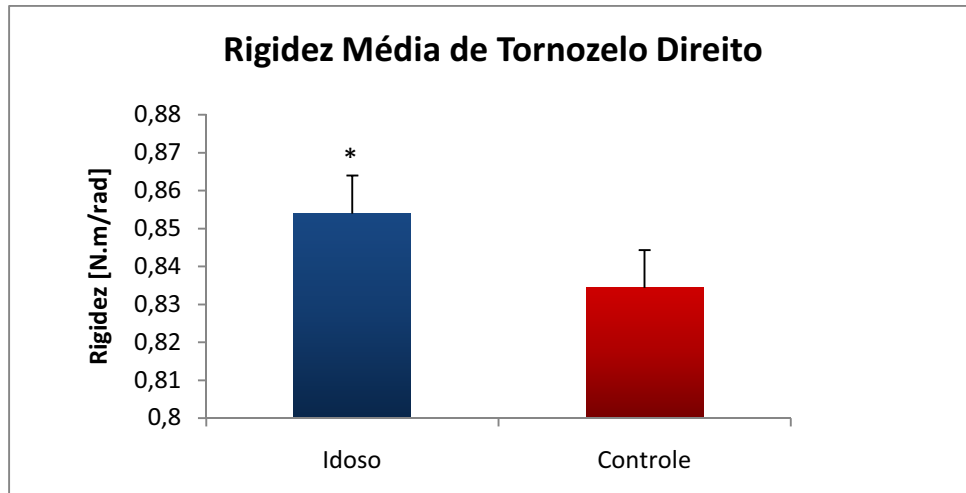


Figura 32 – Valores médios e desvio padrão da rigidez média do tornozelo direito do grupo controle comparando com o grupo idoso. *Diferença estatística com relação ao grupo controle ($p \leq 0,05$; teste Mann-Whitney).

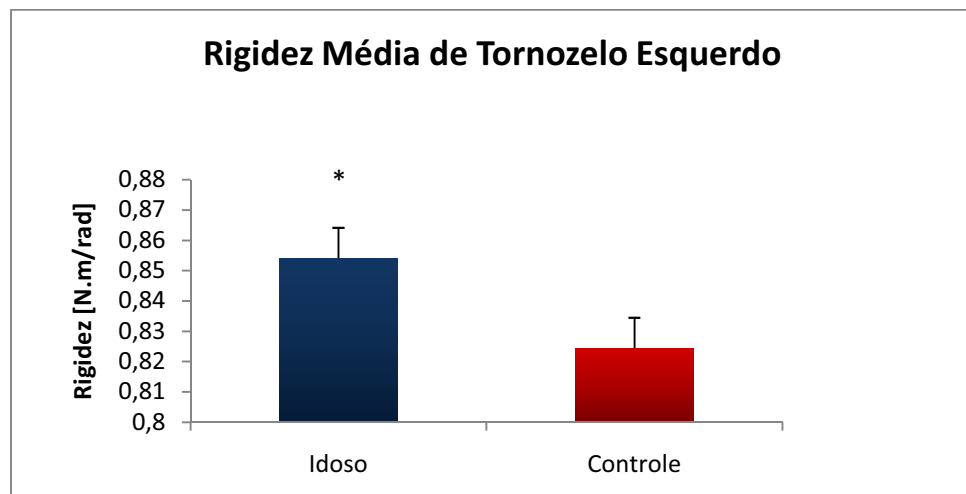


Figura 33 – Valores médios e desvio padrão da rigidez média do tornozelo esquerdo do grupo controle comparando com o grupo idoso. *Diferença estatística com relação ao grupo controle ($p \leq 0,05$; teste Mann-Whitney).

A classificação média da rigidez do tornozelo direito e esquerdo do grupo idoso, segundo o teste estatístico utilizado, foi maior em relação ao grupo controle, resultado já apresentado por Karamanidis e Arampatzis (2005) e Bassey (1997), que, dentre os parâmetros analisados em seus estudos, descreveram o aumento da rigidez articular com o avanço da idade.

Sabe-se que com o processo de envelhecimento o sistema locomotor sofre alterações importantes que comprometem a marcha do idoso (BERG, 1997) dentre elas estão a rigidez articular (BASSEY, 1997), a amplitude de movimento (ADAMS;

O'SHEA; O'SHEA, 1999; KERRIGAN, 1998) e potência muscular (BASSEY, 1997). Assim este estudo vem confirmando este dado já que ao se observar os resultados obtidos foi constatado um aumento da rigidez de ambos os tornozelos dos idosos quando comparado ao grupo de adultos saudáveis.

Este quadro pode ser explicado pelas mudanças estruturais do tecido colágeno (BASSEY, 1997) assim como no tecido muscular (KARAMANIDIS; ARAMPATZIS, 2005), o que acarreta na alteração das funções dos membros inferiores, dentre elas uma menor mobilidade e conseqüentemente menor estabilidade (BASSEY, 1997) aumentando o risco de quedas (BERG, 1997; PRINCE, 1997; GUIMARÃES; FARINATTI, 2005).

4.2 ÂNGULO MÁXIMO DE PLANTIFLEXÃO

Foi observado também o ângulo de flexão plantar máximo atingido no experimento entre os grupos e entre os tornozelos direito e esquerdo. A Figura 34 mostra que não houve diferença estatística dos valores médios do ângulo máximo médio de plantiflexão entre os tornozelos do grupo controle assim como ocorreu no grupo de idosos, observado na Figura 35.

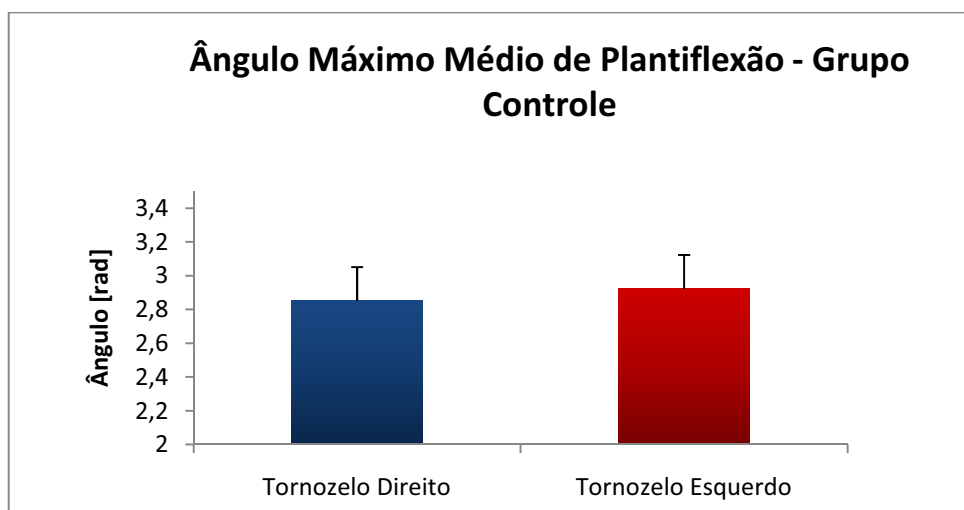


Figura 34 – Valores médios e desvio padrão do ângulo máximo médio de plantiflexão de tornozelo direito e esquerdo do grupo controle.

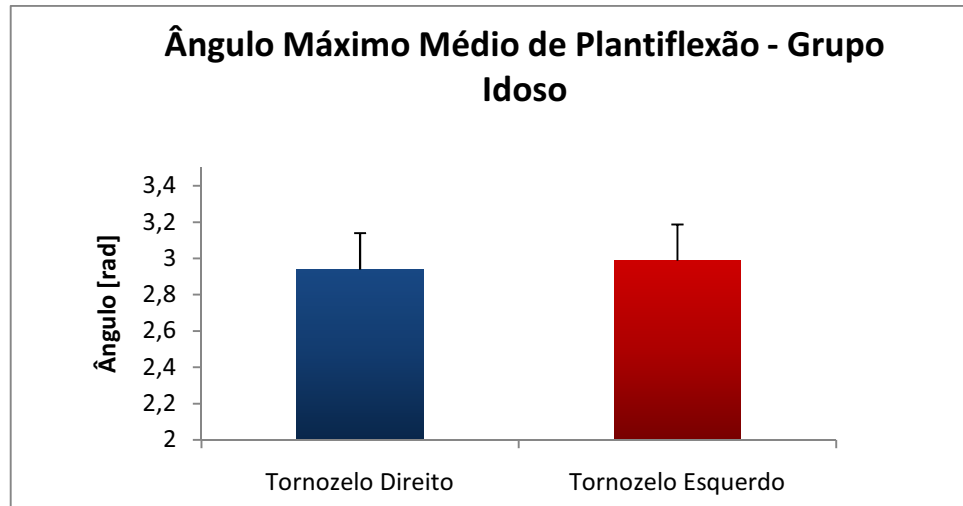


Figura 35 – Valores médios e desvio padrão do ângulo máximo médio de plantiflexão de tornozelo direito e esquerdo do grupo de idosos.

Grande parte dos estudos aborda a amplitude de movimento do membro dominante (SOUZA, 2008) ou faz-se uma análise comparando-se o mesmo membro entre grupos diferentes, tornando difícil a comparação entre os membros de um mesmo grupo.

Também não foi observada diferença estatística ao se comparar esse parâmetro entre os grupos em estudo, tanto para o tornozelo direito quanto para o esquerdo, como mostra a Figura 36 e a Figura 37.

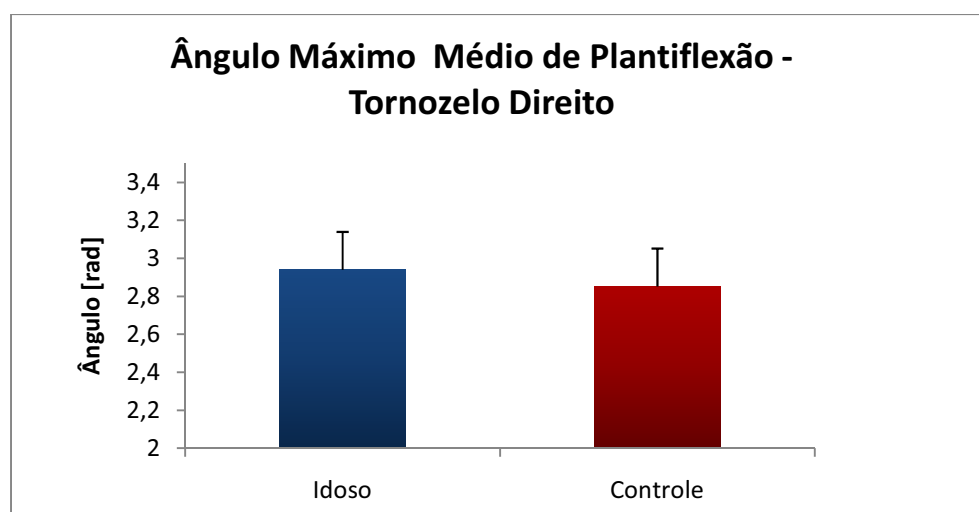


Figura 36 – Valores médios e desvio padrão do ângulo máximo médio de plantiflexão do tornozelo direito do grupo controle comparando com o grupo idoso.

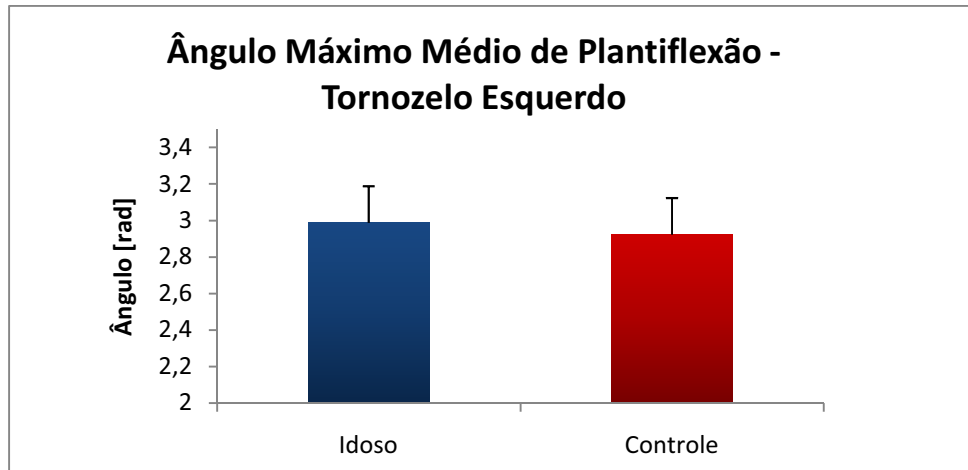


Figura 37 – Valores médios e desvio padrão do ângulo máximo médio de plantiflexão do tornozelo esquerdo do grupo controle comparando com o grupo idoso.

Ao observar os gráficos das Figuras 36 e 37, a classificação média do ângulo máximo de plantiflexão do grupo idoso, para ambos os tornozelos, foi de aproximadamente 2,9 rad, que equivale a cerca de 166 graus. Partindo da afirmativa que o ângulo inicial do dispositivo é de 2,07 rad (aproximadamente 118 graus), o deslocamento angular médio dos idosos foi de 48 graus, valor dentro da faixa de funcionalidade para este movimento durante a marcha (25 graus) (SAMMARCO, 2003). Valores semelhantes foram observados no grupo controle, sendo assim ambos os grupos apresentaram uma variação angular funcional, partindo da dorsiflexão máxima e realizando o movimento de flexão plantar.

Okada et al. (1993) ao analisarem corredores competitivos, também não encontraram uma correlação significativa entre alterações de amplitude de movimento com o processo de envelhecimento.

Porém no estudo de Vandervoort et al. (1992) foi observada uma limitação do movimento funcional do tornozelo, principalmente em relação à amplitude de movimento de dorsiflexão, com o avançar da idade. Assim como Schenatto et al. (2009) observaram que o ângulo médio de plantiflexão de idosas com idade superior a 65 anos, verificado por meio da goniometria, foi de aproximadamente 21 graus, valor menor que o funcional, o que sugere a influência negativa do envelhecimento na amplitude de movimento e conseqüentemente na velocidade da marcha desses idosos.

No presente estudo essa correlação não pode ser confirmada provavelmente pelo fato da população idosa apresentar idade média inferior aos 65 anos, pois quanto maior a idade, maior são as perdas do sistema locomotor (ROSSI, 2008; FREITAS et al. 2006).

4.3 POTÊNCIA MÉDIA

A potência média dos tornozelos para a execução da plantiflexão a partir da dorsiflexão, também foi um parâmetro avaliado e, conforme as Figuras 38 e 39 não foi observada diferença estatística significativa entre os tornozelos em ambos os grupos.

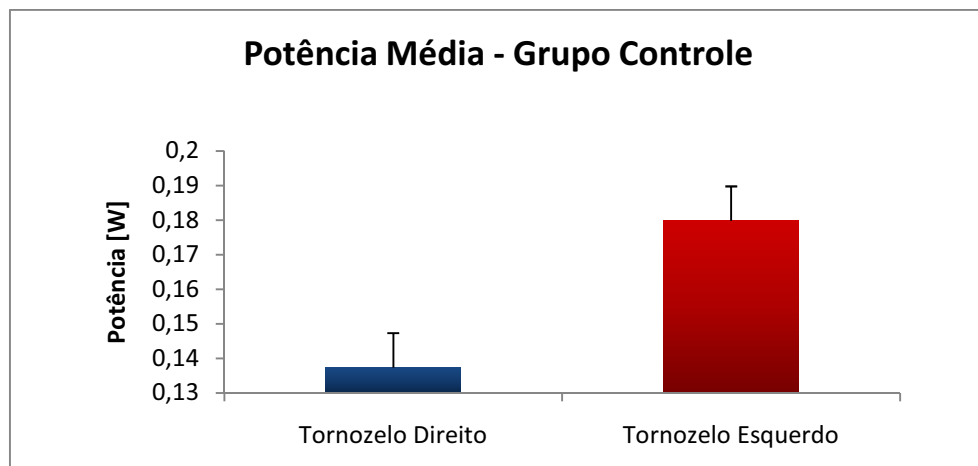


Figura 38 – Valores médios e desvio padrão da potência média do tornozelo direito e esquerdo do grupo controle.

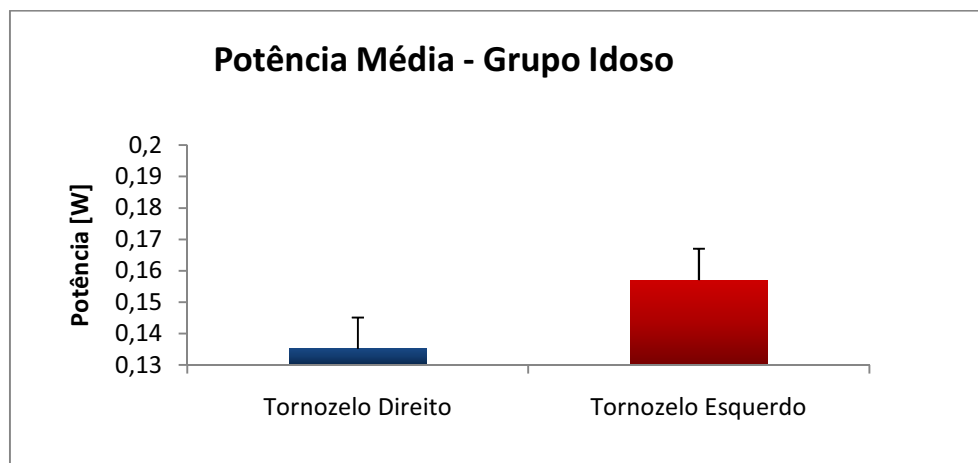


Figura 39 – Valores médios e desvio padrão da potência média do tornozelo direito e esquerdo do grupo de idosos.

Pinho et al. (2005) ao analisarem a potência média do tornozelo de idosos que caíram comparada aos que não caíram, observaram uma redução deste parâmetro tanto no membro dominante quanto no não dominante, dado também encontrado por Skelton, Kennedy e Rutherford (2002) ao analisarem um grupo de idosas que já haviam sofrido quedas. Este resultado difere do encontrado no presente estudo, porém, há dados na literatura que relatam a ausência de diferença significativa entre membro dominante e não dominante em relação à função muscular, podendo ser generalizada para todo o membro inferior (AQUINO et al. 2002).

Este dado é de grande importância, pois há forte relação com risco de quedas, além disso, alguns estudos constataram que idosos que caem produzem potência e pico de torque menores (WHIPPLE; WOLFSON; AMERMAN, 1987; SKELTON, KENNEDY E RUTHERFORD, 2002).

Assim também a potência média de ambos os tornozelos entre os grupos não apresentou significância estatística, observado nas Figuras 40 e 41.

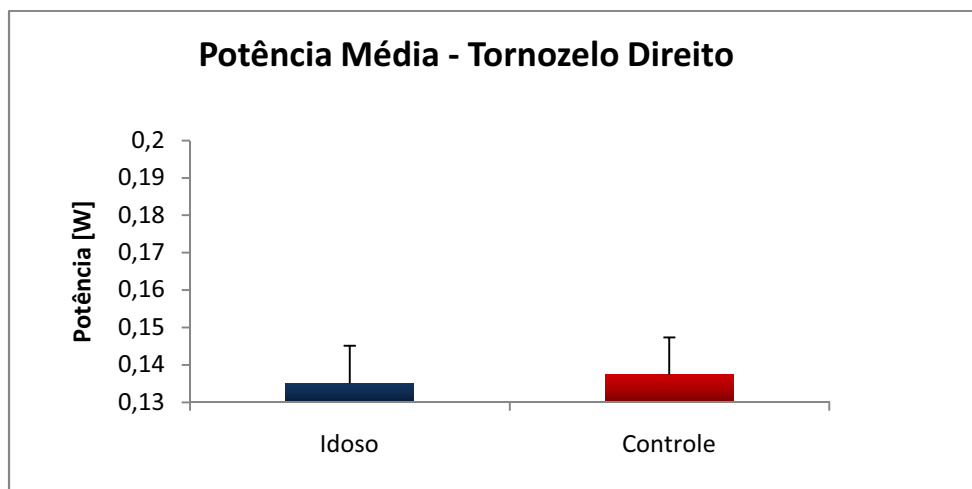


Figura 40 – Valores médios e desvio padrão da potência média do tornozelo direito do grupo controle comparando com o grupo de idosos.

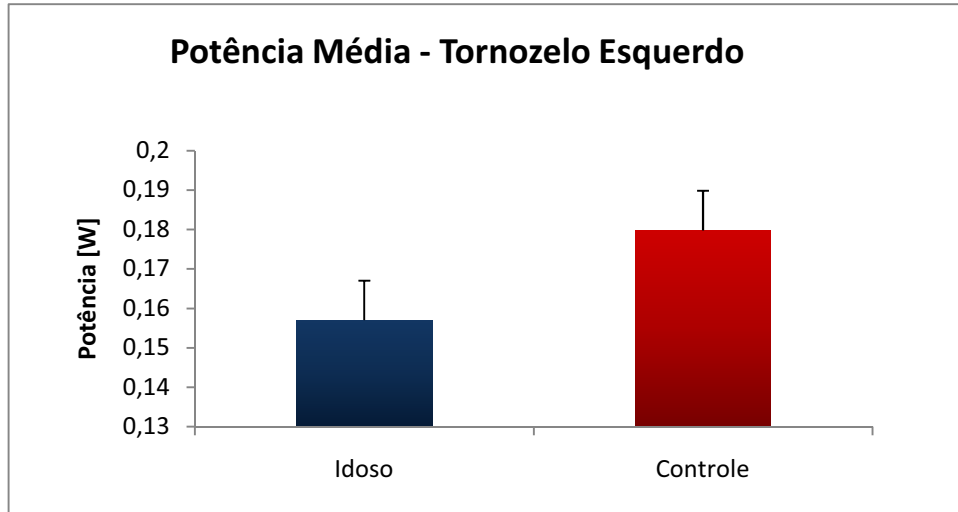


Figura 41 – Valores médios e desvio padrão da potência média do tornozelo esquerdo do grupo controle comparando com o grupo de idosos.

Porém é possível observar que a potência média de plantiflexão do tornozelo esquerdo dos indivíduos adultos saudáveis, atinge valores médios de 0,179W enquanto os idosos alcançam medidas de aproximadamente 0,157W . Esse foi um resultado esperado, porém com significância, já que as mudanças morfológicas da musculatura esquelética são evidentes no processo de envelhecimento. Esse processo caracterizado pela diminuição da massa muscular, denominado sarcopenia, é bastante prevalente entre indivíduos com 60 anos ou mais (DOCHERTY, 2003) e tende a comprometer as fibras musculares do tipo II, aquelas com maior capacidade de gerar tensão e velocidade de encurtamento (IZQUIERDO et al. 1999).

Com o presente estudo pode-se observar que há diferença estatística na análise da rigidez de tornozelo de adultos em comparação com idosos saudáveis, sendo que este apresenta uma rigidez maior, mas também verificou-se que o dispositivo pode ser utilizado para uma avaliação de parâmetros biomecânicos do tornozelo como a potência muscular e a amplitude de movimento para flexão plantar, dados importantes para a avaliação em diferentes campos de análise e tratamento, como no esporte, nas patologias neurológicas, ortopédicas, entre outras.

5 CONCLUSÕES

Com este estudo conclui-se que o dispositivo mecânico criado é capaz de reproduzir dados que quantificam a rigidez de tornozelo baseado no momento plantiflexor gerado pelo pé em função do deslocamento angular, além de parâmetros como potência e o ângulo máximo de plantiflexão. Além disso, poderá permitir o acompanhamento do tratamento de pacientes com problemas nesta articulação.

A partir dos resultados do presente estudo pode-se concluir ainda que idosos saudáveis apresentam rigidez de tornozelo maior em relação a adultos sem histórico de lesões ortopédicas e neuromusculares prévias, conforme observado também na literatura.

Os dados de deslocamento angular e potência plantiflexora não apresentaram diferença estatística entre os grupos e entre membros possivelmente por serem dados que exijam melhor ajuste da altura do dispositivo, devido a diferença do tamanho dos membros de cada indivíduo, e também pela forma em que foi solicitada a realização do experimento, ou seja, não foi solicitado aos voluntários a realização do teste com velocidade máxima.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABRANTES, J. M. C. S. Biomecânica da estabilidade articular. In: Congresso Ciências do Desporto e Educação Física dos países de língua portuguesa. 11., 2006, São Paulo. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**. São Paulo, v.20, set., 2006. Supl. n.5.

ADAMS, K.; O'SHEA, P.; O'SHEA, K. L. Aging: its effects on strength, power, flexibility, and bone density. **Journal of Strength and Conditioning Research**, Lincoln, v.21, n.2, p.65-77, 1999.

AMADIO, A. C.; BARBANTI, V. J. **Biomecânica do movimento humano e suas relações interdisciplinares**. São Paulo: Escola de Educação Física, USP, 2000.

ALLARD, P.; STOKES, I. A. F.; BLANCHI, J. P. **Three-dimensional analysis of human movement**. United States: Human Kinetics, 1995.

AQUINO, M. de A. et al. Isokinetic assessment of knee flexor/extensor muscular strength in elderly women. **Revista do Hospital das Clínicas**, São Paulo, v.57, n.4, p.131-134, 2002.

BARRETT, D. S. Proprioception and function after anterior cruciate reconstruction. **Journal of Bone and Joint Surgery**, Boston, v.73, n.5, p.833-837, 1991.

BASSEY, E. J. Physical capabilities, exercise and aging. **Reviews in Clinical Gerontology**, Nottingham, v.7, p.289-297, 1997.

BERG, W. P. et al. Circumstances and consequences of falls independent community-dwelling older adults. **Age and Ageing**, Oxford, v. 26, p. 261-268, 1997.

BLACKBURN, J. T. et al. Sex comparison of extensibility, passive and active stiffness of the knee flexors. **Clinical biomechanics**, Oxford, v.19, p.36-43, 2004.

BRASIL. Ministério da Saúde. **Estatuto do idoso**.1. ed. Brasília(DF): Ministério da Saúde, 2003.

CARTER, N. D.; KANNUS, P.; KHAN, K. M. Exercise in the prevention of falls in older people: a systematic literature review examining the rationale and the evidence. **Sports Medicine**, Auckland, v.31, n.6, p.427-438, 2001.

CLIQUET JÚNIOR, A. et al. Avanços tecnológicos na prática ortopédica: análises de membros superiores e inferiores. **Acta Ortopédica Brasileira**, São Paulo, v.12, n.1, p. 59-61, 2004.

COUTINHO, E. S.; SILVA, S. D. Uso de medicamentos como fator de risco para fratura grave decorrente de queda em idosos. **Cadernos de Saúde Pública**, Rio de Janeiro, v.18, n.5, p.1359-1366, 2002.

CZERNIECKI, J. M. Foot and ankle biomechanics in walking and running: a review. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, Baltimore, v.67, n.6, p.246-252, 1988.

DAVIS, R. B.; DELUCA, P. A. Gait characterization via dynamic joint stiffness. **Gait & Posture**, Oxford, v.4, p.224–231, 1996.

DELEO, A. T. et al. Lower extremity joint coupling during running: a current update. **Clinical Biomechanics**, Oxford, p.19, n.10, p.983-991, 2004.

DICKINSON, M. H. et al. How animals move: an integrative view. **Science**, Washington, v. 288, n.5463, p. 100-106, Abr. 2000.

DOCHERTY, C. L. et al. Relationship between two proprioceptive measures and stiffness at the ankle. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v.14, p. 317–324, 2004.

DOHERTY, T. J. Invited review: aging and sarcopenia. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v.95, n.4, p.1717-1727, 2003.

DUAN, X. H.; ALLEN, R. H.; SUN, J. Q. A stiffness-varying model of human gait. **Medical Engineering and Physics**, London, v. 19, n.6, p. 518-524, 1997.

FARIA, A. et al. Triceps-surae musculotendinous stiffness: relative differences between obese and non-obese postmenopausal women. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v.24, n.10, p.866-871, 2009.

FARIA, A. et al. The relationship of body mass index, age and triceps-surae musculotendinous stiffness with the foot arch structure of postmenopausal women. **Clinical Biomechanics**, Oxford, p.1-6, 2010.

FERRARI, S. C. et al. Patologias no pé do idoso. **Revista Brasileira de Ciências do Envelhecimento Humano**. Passo Fundo, v.6, n.1, p.106-118, 2009.

FERRIS, D.P.; LIANG, K.; FARLEY, C.T. Runners adjust leg stiffness for their first step on a new running surface. **Journal of Biomechanics**, Elmsford, v.32, n.8, p. 787-794, 1999.

FREITAS, E. V. de et al. (Ed.). **Tratado de Geriatria e Gerontologia**. 2ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006.

FRENK, J. et al. La transición epidemiológica en América Latina. **Boletín de La Oficina Sanitaria Panamericana**, Washington, v.111, n.6, p.485-496, 1991.

GABRIEL, R. C. et al. Dynamic joint stiffness of the ankle during walking: gender-related differences. **Physical therapy in sport**, Edinburgh, v.9, n.1, p.16-24, 2008.

GARRICK, J.; REQUA, R. The epidemiology of the foot and ankle in sports. **Clinics in Podiatric Medicine and Surgery**, Philadelphia, v.6, p.629–637, 1989.

GIANNINI, S. et al. **GAIT ANALYSIS: methodologies and clinical applications**. Amsterdam: IOS Press, 1994.

GLICK, J.; GORDON, R.; NISHIMOTO, D. The prevention and treatment of ankle injuries. **American Journal of Sports Medicine**, Baltimore, v.5, p.241–242, 1976.

GRANATA, K.; PADUA, D.; WILSON, S. Gender Differences in Active Muscle Elastic Stiffness. 2. Part II. Quantification of Leg Stiffness during Functional Hopping Tasks **Journal Electromyography and Kinesiology**, New York, v.12, p.127-135, 2002.

GREINER, T. M. The jargon of pedal movements. **Foot Ankle International**, Baltimore, v.28, n.1, p.109-125, 2007.

GUBIANI, M. **Estudo comparativo das técnicas de manipulação osteopática e mobilização oscilatória no tratamento da entorse de tornozelo em inversão**. 2004. 160 f. Trabalho de Conclusão de Curso em Fisioterapia – Universidade Estadual do Oeste do Paraná, Campus de Cascavel, Cascavel, 2004. Disponível em: <<http://www.unioeste.br/projetos/elrf/monografias/2004-2/pdf/mirian.PDF>>. Acesso em: 20 out. 2009.

GUIMARÃES, J. M. N.; FARINATTI, P. T. V. Análise descritiva de variáveis teoricamente associadas ao risco de quedas em mulheres idosas. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, São Paulo, v.11, n.5, p.299-305, 2005.

HALL, S. J. **Biomecânica Básica**. 3ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. São Paulo: Manole, 1999.

HELFAND, A. E. Foot problems in older patients – A focused podogeriatric assessment study in ambulatory care. **Journal of the American Podiatric Association**, Washington, v.94, n.3, p.293-304, 2004.

HINTERMANN, B.; NIGG, B. M. Pronation in runners: Implications for injuries. **Sports Medicine**, Auckland, v.26, n.3, p.169-176, 1998.

IMMS, F. J.; EDHOLM, O. G. Studies of gait and mobility in the elderly. **Age Ageing**, London , v.10, p.147-156, 1981.

IZQUIERDO, M. et al. Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, Berlin, v.79, n.3, p.260-267, 1999.

JOHANSSON, H.; SJÖLANDER, P.; SOJKA P. A sensory role for the cruciate ligaments. **Clinical Orthopaedics**, Philadelphia, v.268, p.161-178, 1990.

JOHANSSON, H.; SJÖLANDER, P.; SOJKA, P. Receptors in the knee joint ligaments and their role in the biomechanics of the joint. **Critical Reviews in Biomedical Engineering**, Boca Raton, v.18, n.5, p.341-368, 1991.

JUDGE, J. O.; DAVIS, R.B.; OUNPUU, S. Age associated reduction in step length: testing the importance of hip and ankle kinetics. **Gait and Posture**, Oxford, v.51, p.303-312, 1996.

KALACHE, A.; VERAS, R. P.; RAMOS, L. R. O envelhecimento da população mundial. Um novo desafio. **Revista de Saúde pública**, São Paulo, v.23, n.3, p.200-210, 1987.

KAPANDJI, A.I. **Fisiologia articular**. v.2. 5. ed. São Paulo: Panamericana, 2000.

KARAMANIDIS, K.; ARAMPATZIS, A. Mechanical and morphological properties of different muscle-tendon units in the lower extremity and running mechanics: effect of aging and physical activity. **Journal of experimental biology**, London, v.208, n. 20, p.3907-3923, 2005.

KEJONEN, P.; KAURANEN, K.; VANHARANTA, H. The relationship between anthropometric factors and body-balancing movements in postural balance. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, Chicago, v.84, n.1, p.17-22, 2003.

KENDALL, F. P.; MCCREARY, G. K.; PROVANCE, P. G. **MUSCLES: Testing and function**. 4^a ed. Maryland, USA: Williams & Wilkins, 1993.

KERRIGAN et al. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Chicago, v.79, n.3, p.317-322, 1998.

KERRIGAN et al. Reduced hip extension during walking: health elderly and fallers versus young adults. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. Chicago, v.82, n.1, p.26-30, 2001.

KERRIGAN et al. Effect of a hip flexor-stretching program on gait in elderly. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Chicago, v.84, n.1, p.1-6, 2003.

LAMONTAGNE, A. et al. Contribution of passive stiffness to ankle plantarflexor moment during gait after stroke. **Archives of Physiology Medicine Rehabilitation**, Chicago, v.81, p.351-358, 2000.

LARK, S. D. et al. Joint torques and dynamic joint stiffness in elderly and young men during stepping down. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v.18, n.9, p.848-855, 2003.

LATASH, M. L.; ZATSIORSKY, V. M. Joint stiffness: myth or reality? **Human Movement Science**, Amsterdam, v.12, p.653-692, 1993.

LINDSTEDT, S. L. et al. Do muscles function as adaptable locomotor springs? **Journal of Experimental Biology**, London, v.205, n.15, p.2211-2216, 2002.

LORAM, I. D.; MAGANARIS, C. N.; LAKIE, M. The passive, human calf muscles in relation to standing: the non-linear decrease from short range to long range stiffness. **Journal of Physiology**, London, v.584, n.Pt 2, p.661-675, 2007.

MCNAIR, P. J. et al. Stiffness and passive peak force changes at the ankle joint: the effect of different joint angular velocities, **Clinical Biomechanics**, Oxford, v.17, p.536-540, 2002.

McPOIL JR., T. G.; BROCATO, R. S. Pé e tornozelo: avaliação biomecânica e tratamento. In: GOULD III, J. A. **Fisioterapia na ortopedia e na medicina do esporte**. 2^a ed. São Paulo: Manole, 1993, Parte IV, cap. 14, p. 293-317.

MARKOLF, K. L.; GRAFF-RADFORD, A.; AMSTUTZ, H. C. In vivo knee stability: a quantitative assessment using an instrumented clinical testing apparatus. **Journal of Bone and Joint Surgery**, Boston, v.60, n.5, p.664-674, 1978.

MILLS, P. M., BARRETT, R. S. Swing phase mechanics of healthy young and elderly men. **Human Movement Science**, Amsterdam, v.20, p.427-446, 2001.

MORITZ, C. T.; FARLEY, C. T. Passive dynamics change leg mechanics for an unexpected surface during human hopping. **Journal Applied Physiology**, Washington, v.97, n.4, p.1313-1322, 2004.

MOTA, C. B.; LINK, D. M.; TEIXEIRA, J. S. Análise cinemática do andar de crianças transportando mochilas. **Brazilian Journal of Biomechanics**. Rio Grande do Sul, v.4, p.15-20, 2002.

MURRAY, M. P.; KORY, R. C.; CLARKSON, B. H. Walking patterns in healthy old men. **Journals of Gerontology**, Washington, v. 24, p. 169-178, 1969.

NETTER, F. H. **Atlas de anatomia humana**. 2 ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

NETTO, F. L. de M. Aspectos biológicos e fisiológicos do envelhecimento humano e suas implicações na saúde do idoso. **Pensar a Prática**, Goiania, v.7, p.75-84, 2004.

NOVACHECK, T. F. The biomechanics of running. **Gait and Posture**., Oxford, v.7, n.1, p.77-95, 1998.

OKADA, H. et al. Biomechanical study on changes in running kinematics with aging in master's distance runners. In: Congress of the International Society of Biomechanics, 14, 1993, Paris. **Proceedings**. Paris: International Society of Biomechanics; 1993. p.982-983.

O'SULLIVAN, S. B., SCHMITZ, T. J. **Fisioterapia: Avaliação e Tratamento**. São Paulo: Manole, 1993.

PAIXÃO JÚNIOR, C. M.; HECKMAN, M. F. de. Distúrbios da postura, marcha e quedas. In: FREITAS, E. V. de et al. (Ed.). **Tratado de Geriatria e Gerontologia**. 2ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006, p.950-971.

PALASTANGA, N.; FIELD, D.; SOAMES, R. **Anatomia e movimento humano: estrutura e função**. São Paulo: Manole, 2000, 765p.

PERRY, J. **Análise da marcha**. São Paulo: Manole, 2005. 3v.

PERRY, J. **Gait analysis: normal and pathological function**. New Jersey: Slack Incorporated, 1992. 529p.

PINHO L. et al. Avaliação isocinética da função muscular do quadril e do tornozelo em idosos que sofrem quedas. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v.9, n.1, p.93-99, 2005.

PRINCE, F. et al. Gait in elderly. **Gait and Posture**, Amsterdam, v.5, n.2, p.128-135, 1997.

QUEVEDO, A. A. F. Avaliação cinésiológica de baixo custo aplicada à reabilitação da locomoção. **Motriz**, Rio Claro, v.5, n.1, p.28-35, 1999.

RIEMANN, B. et al. The Effects of Sex, Joint Angle, and the Gastrocnemius Muscle on Passive Ankle Joint Complex Stiffness **Journal of Athletic Training**, Dallas, v.36, n.4, p.369-375, 2001.

RIEMANN, B. L.; LEPHART, S. M. The sensorimotor system, part 1: the physiologic basis of functional joint stability, **Journal of Athletic Training**, Dallas, v.37, n.1, p.71-79, 2002.

ROSE, J.; GAMBLE, J. G. **HUMAN WALKING**. 2nd. Ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1994.

ROSSI, E. Envelhecimento do sistema osteoarticular. **Einstein**, São Paulo, v.6, supl.1, p.7-12, 2008.

ROTÉS, M. T.; COTS, R. O pé na artrite reumatóide. In: VILADOT, A. **15 lições sobre patologia do pé**. 2. ed. Rio de Janeiro: Revinter, 2003. p. 189-199.

SALGADO, M. A. Envelhecimento populacional: desafio do próximo milênio. **A Terceira Idade**, São Paulo, v. 10, n.14, p.31-37, 1998.

SAMMARCO, G. J. Biomecânica do pé e do tornozelo. In: NORDIN, M.; FRANKEL, V.H. **Biomecânica Básica do Sistema Músculoesquelético**. 3ª. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003, p.194-223.

SCHENATTO, P. et al. Relação entre aptidão muscular e amplitude articular, por faixa etária, na marcha do idoso. **Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia**, Rio de Janeiro, v.12, n.3, p.377-389, 2009.

SCHMIDT, R. A.; LEE, T. D. **Motor Control and Learning**, 3th ed., Champaign: Human Kinetics, 1999.

SHEPHARD, R. J. Aging and exercise. In: FAHEY, T. D. (Ed.). **Encyclopedia of Sports Medicine and Science**. Internet Society for Sport Science, 2005.

SKELTON, D. A.; KENNEDY, J.; RUTHERFORD, O. M. Explosive power and asymmetry in leg muscle function in frequent fallers and nonfallers aged over 65. **Age and Ageing**, London, v.31, n.2, p.119-125, 2002.

SOLOMONOW, M.; KROGSGAARD, M. Sensorimotor control of knee stability. A review. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, Copenhagen, v.11, n.2, p. 64-80, 2001.

SOLOMONOW, M.; D'AMBROSIA, R. Neural reflex arcs and muscle control of knee stability and motion. In: Scoott WN (Ed.). **Ligament and Extensor Mechanism Injuries of the Knee**. St.Louis: Mosby Year Book; 1991. p.389-400.

SOUZA, T. R. de. **Pré-estresse articular: comparação do comportamento passivo do tornozelo com predições de um modelo duas-molas pré-estressado**. 2008. 71 f. Dissertação (Mestrado em Ciências da Reabilitação) – Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2008.

STOVITZ S, COETZEE J. Hyperpronation and foot pain. **Physician and Sportsmedicine**, Minneapolis, v.32, n.8, p.19-26, 2004.

SUNG, P. S.; BAEK, J.; KIM, Y. H. Reliability of the intelligent stretching device for ankle stiffness measurements in healthy individuals. **Foot**, Edinburgh, v.20, n.4, p.126-132, 2010.

TAYLOR, D.C. et al. Viscoelastic properties of muscle-tendon units. The biomechanical effects of stretching. **American Journal of Sports Medicine**, Baltimore, v. 18, n.3, p. 300-309, 1990.

THAJCHAYAPONG, M. et al. Mechanical abnormalities of the spastic ankle in Chronic stroke subjects, In: IEEE EMBS Annual International Conference, 28., 2006, New York, USA, p. 3688-3691.

VANDERVOORT, A. A. et al. Age and sex effects on mobility of the human ankle. **Journals of Gerontology**, Washington, v.47, n.1, p.17-21, 1992.

VAN SOEST, A. J.; BOBBERT, M. F. The contribution of muscle properties in the control of explosive movements. **Biological Cybernetics: Advances in Computational Neurosciences**, Berlin, v.69, n.3, p.195-204, 1993.

VELLOSO, G. R. **Rigidez articular**. Universitas Ciências da Saúde – vol.03 n.01 – p.141-144. Disponível em: <<http://www.publicacoesacademicas.uniceub.br/index.php/cienciasaude/article/viewFile/550/370>>. Acesso em: 15 jan. 2010.

VIEL, E. **A MARCHA HUMANA, A CORRIDA E O SALTO: Biomecânica, investigações, normas e disfunções.** Barueri: Manole, 2001.

WAGNER, H.; BLICKHAN, R. Stabilizing function of skeletal muscles: an analytical investigation. **Journal of Theoretical Biology**, London, v.199, n.2, p.163-179, 1999.

WATELAIN, E. et al. Gait pattern classification of health elderly men based on biomechanical data. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Chicago, v.81, n.5, p.579-86, 2000.

WHIPPLE, R. H.; WOLFSON, L. I.; AMERMAN, P. M. The relationship of knee and ankle weakness to falls in nursing home residents: an isokinetic study. **Journal of American Geriatrics Society**, New York, v.35, n.1, p.13-20, 1987.

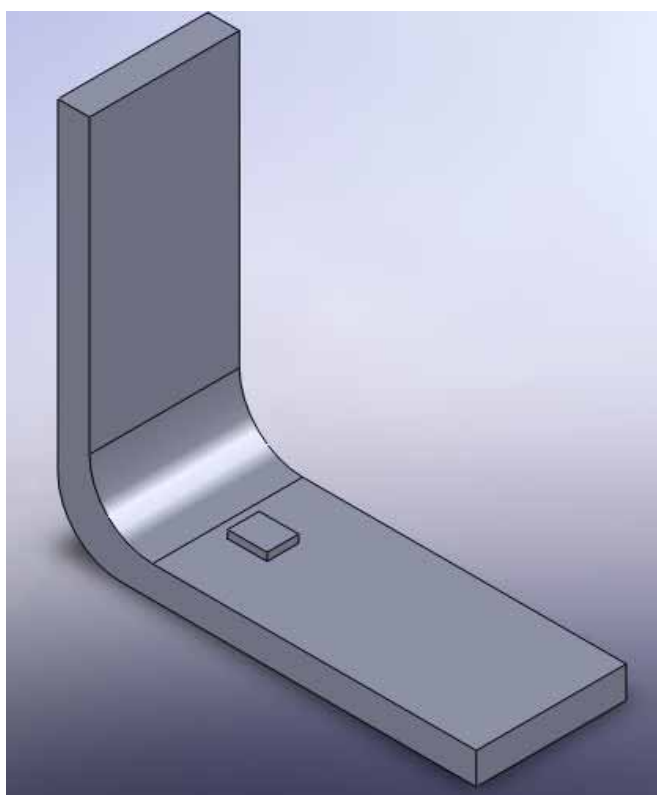
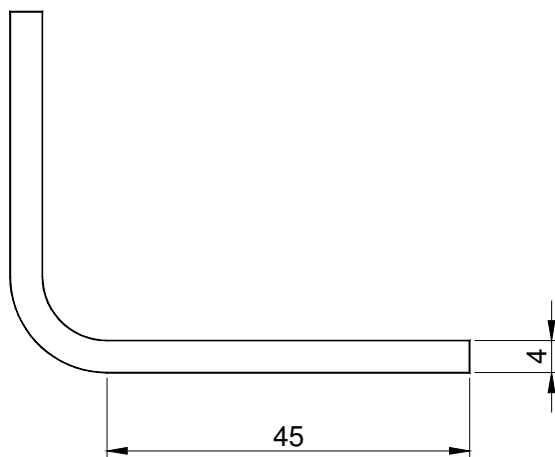
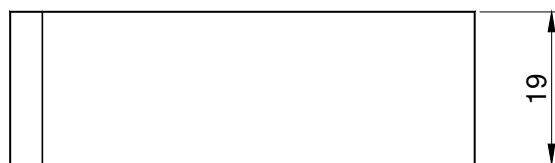
WINTER, D. A. **The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly, and pathological.** 2nd. ed. Ontario, Canada: University of Waterloo Press, 1991.

WINTER, D. A. **Biomechanics of human movement.** Waterloo, Ontario, Canada: A Wiley-Interscience Publication, John Wiley & Sons, 1979. 202p.

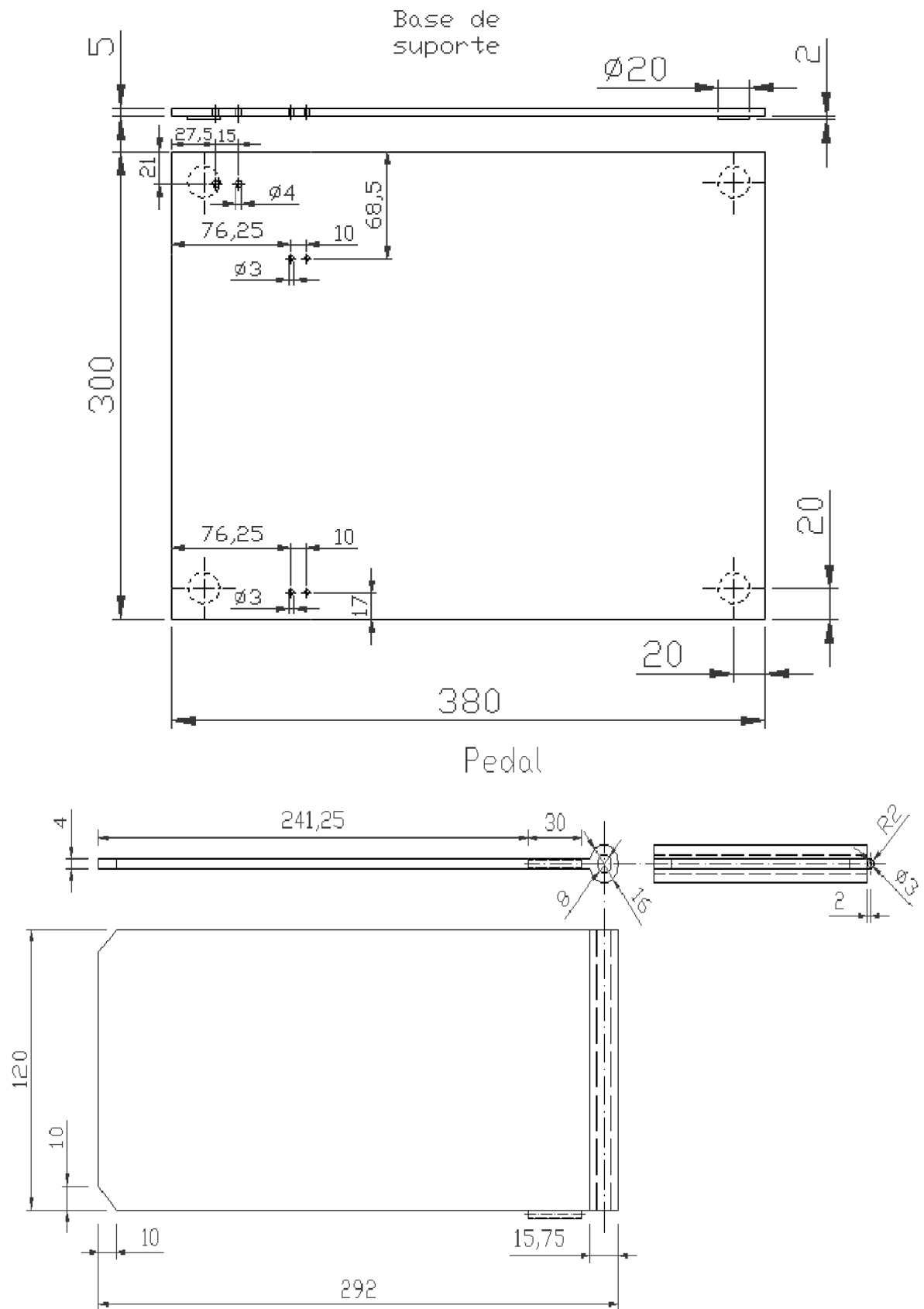
YUDOH, K. et al. Potential involvement of oxidative stress in cartilage senescence and development of osteoarthritis: oxidative stress induces chondrocyte telomere instability and downregulation of chondrocyte function. **Arthritis Research & Therapy**, London, v.7, n.2, p.R380-391, 2005.

ZATSIORSKY, V. M. **KINEMATICS OF HUMAN MOTION.** Illinois: Human Kinetics, 1998.

ZINDER, S. M. et al. Validity and reliability of a new in vivo ankle stiffness measurement device. **Journal of Biomechanics**, Elmsford, v.40, n.2, p.463–467, 2007.

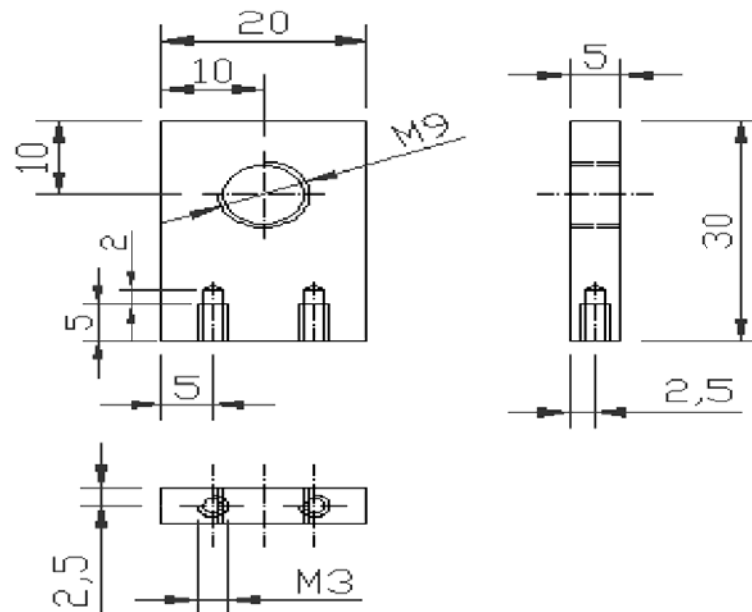
APÊNDICE A – Desenho dos detalhes da Viga-Transdutor

APÊNDICE B – Desenho dos detalhes da Base de suporte e do pedal

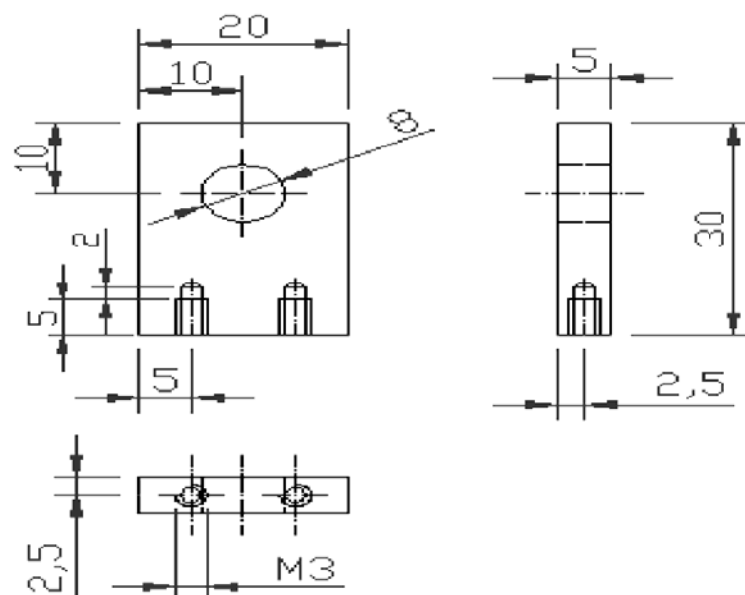


APÊNDICE C – Desenho dos detalhes dos Mancais Direito e Esquerdo

Mancal
direito



Mancal
esquerdo



APÊNDICE D – Modelo de Ficha de Avaliação Fisioterapêutica**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA - UNESP
FACULDADE DE ENGENHARIA DE GUARATINGUETÁ - FEG**

PROTOCOLO NÚMERO:

DATA: / /

DADOS PESSOAIS

NOME

SEXO / DATA DE NASCIMENTO / IDADE

<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
----------------------	----------------------	----------------------

ENDEREÇO

CONTATO

PROFISSÃO

DADOS ANTROPOMÉTRICOS

PESO

ALTURA

IMC

NÚMERO DO CALÇADO

<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
----------------------	----------------------	----------------------	----------------------

DADOS CLÍNICOS

PREFERÊNCIA DE LADO

RELATA DOR EM ALGUMA REGIÃO DO CORPO? QUAL?

HÁ QUANTO TEMPO SENTE A DOR?

QUANDO FOI A ÚLTIMA CRISE DE DOR INTENSA?

--

APRESENTOU ALGUM PROBLEMA ORTOPÉDICO, REUMATOLÓGICO OU NEUROLÓGICO NOS ÚLTIMOS 5 ANOS?

--

TEVE ALGUMA QUEDA NOS ÚLTIMOS TRÊS ANOS?

--

MEDICAMENTOS EM USO

--

PRATICA ALGUMA ATIVIDADE FÍSICA? QUAL A FREQUENCIA?

--

OBSERVAÇÕES:

DATA

ASSINATURA

--	--

APÊNDICE E – Modelo de Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado(a) a participar, como voluntário(a), de uma pesquisa. Após ser esclarecido(a) sobre as informações a seguir, no caso de aceitar fazer parte do estudo, assine ao final deste documento.

INFORMAÇÕES SOBRE A PESQUISA:

Projeto: UM DISPOSITIVO MECÂNICO PARA AVALIAÇÃO DA RIGIDEZ DE TORNOZELO.

Pesquisadora Responsável: Vania Cristina dos Reis Miranda (aluna do programa de Mestrado da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá – UNESP).

Telefones para contato (inclusive ligações a cobrar): (12) 3646-1608 e ou (12) 9601-7040.

Trata-se de uma pesquisa a ser realizada nas dependências do Departamento de Mecânica da FEG-UNESP, sob a autorização do chefe de departamento e supervisões do orientador do projeto, cujo objetivo é construir um dispositivo mecânico alternativo para avaliar a rigidez de tornozelo e compará-la entre diferentes grupo, como proposto nesta pesquisa entre idosos e adultos saudáveis. Os dados obtidos irão permitir a avaliação quantitativa desse parâmetro para estabelecer a evolução do paciente em tratamento fisioterapêutico além de permitir mais um dado no estudo da marcha dos idosos.

Esta pesquisa será executada individualmente.

Esse procedimento experimental não implicará prejuízo algum ao(à) voluntário(a) da pesquisa.

Saliento que o(a) voluntário(a) não sofrerá nenhum tipo de risco, uma vez que o tratamento será embasado em pesquisas e dados científicos referentes ao tema. O(a) voluntário(a) não terá prejuízos nem sofrerá qualquer desconforto ou lesão provocada pela pesquisa. Esclareço, ainda, que serão ressarcidas quaisquer despesas que venham apresentar para colaboração com esta pesquisa.

O período de participação será de aproximadamente 30 (trinta) minutos.

É expressamente garantido ao(à) voluntário(a) o direito de retirar seu consentimento a qualquer momento, sem nenhum prejuízo à sua saúde e nem financeiro. Além disso, será garantido o sigilo da sua identidade.

Nome e assinatura do (a) pesquisador (a) _____.

**CONSENTIMENTO DA PARTICIPAÇÃO DA PESSOA COMO
VOLUNTÁRIO (A)**

Eu, _____
_____, RG _____, abaixo assinado, concordo em participar do
estudo

_____, de forma voluntária. Fui devidamente informado(a) e esclarecido(a) pelo(a)
pesquisador(a) sobre a pesquisa, os procedimentos nela envolvidos, assim como os
possíveis riscos e benefícios decorrentes de minha participação. Foi-me garantido que
posso retirar meu consentimento a qualquer momento, sem que isto leve a qualquer
penalidade.

Local e data _____ / ____ / _____

Nome: _____

Assinatura do(a) voluntário(a): _____