
ADRIANA LUCIA PASTORE E SILVA

**Efeitos clínicos e biomecânicos da utilização de órtese valgizante sob
medida na osteoartrite medial do joelho**

Tese apresentada à Faculdade de Medicina da
Universidade de São Paulo para obtenção do
título de Doutor em Ciências

Programa de Ortopedia e Traumatologia

Orientador: Prof. Dr. Alberto Tesconi Croci

(Versão corrigida. Resolução CoPGr 6018/11, de 13 de outubro de 2011.
A versão original está disponível na Biblioteca FMUSP)

**São Paulo
2018**

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Preparada pela Biblioteca da
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

Silva, Adriana Lucia Pastore e
Efeitos clínicos e biomecânicos da utilização de
órtese valgizante sob medida na osteoartrite medial
do joelho / Adriana Lucia Pastore e Silva. -- São
Paulo, 2018.

Tese(doutorado)--Faculdade de Medicina da
Universidade de São Paulo.
Programa de Ortopedia e Traumatologia.
Orientador: Alberto Tesconi Croci.

Descritores: 1.Osteoartrite do joelho
2.Aparelhos ortopédicos 3.Equilíbrio postural
4.Joelho 5.Estudo clínico 6.Dinamômetro de força
muscular

USP/FM/DBD-003/2019

Responsável: Eidi Raquel Franco Abdalla - CRB-8/4901

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, Vera Lucia Pastore da Silva e José Roberto da Silva, que me deram a vida e me apoiam e incentivam durante todos os anos de minha vida.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Drº. Alberto Tesconi Croci, pelo apoio irrestrito durante todo o meu percurso como aluna de pós-graduação e na vida profissional, orientação efetiva desta tese e incentivo à pesquisa científica.

A Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pelo auxílio à pesquisa para este estudo.

Aos professores titulares do IOT-HC/FMUSP Prof. Drº. Tarcísio Elloy Pessoa de Barros Filho, Prof. Drº. Olavo Pires de Camargo e Prof. Drº. Gilberto Luis Camanho.

Ao Coordenador da Pós-graduação do IOT-HC/FMUSP, Prof. Drº. Olavo Pires de Camargo, e vice-coordenador, Prof. Drº. Luiz Eugênio Garcez Leme, por me incentivarem a ingressar na pós-graduação.

Ao Chefe do Grupo do Joelho do IOT-HC/FMUSP Drº. Riccardo Gomes Gobbi, pelo apoio irrestrito para a realização deste trabalho, aos conhecimentos compartilhados e amizade.

Ao Prof. Drº. Marco Kawamura Demange, médico assistente do Grupo do Joelho pelo apoio, conhecimentos compartilhados e amizade.

A Drª. Márcia Uchôa de Rezende, médica do Grupo do Joelho e criadora do Projeto PARQVE pelo apoio e incentivo para a realização deste trabalho, auxílio no ambulatório

para colocação das órteses e acompanhamento dos pacientes.

À Profa. Dr^a. Júlia Maria D’Andrea Greve, Coordenadora do Laboratório de Estudos do Movimento do IOT-HC/FMUSP por disponibilizar o laboratório para a realização da pesquisa.

A Adriana, Félix, Rachel e José funcionários do Laboratório de Estudos do Movimento pelo apoio dado; em especial, ao André e Marcelo pela realização dos testes no dinamômetro isocinético.

Ao técnico Carlos e ao médico responsável da radiologia do HCor Dr^o. Jader Silva pelo auxílio na realização das radiografias.

Às secretárias Rosana Moreno Costa e Tania Borges da Pós-graduação e à secretária da comissão científica Leide de Souza Salomão do Departamento de Ortopedia da FMUSP, pela atenção com que pacientemente me ajudaram nos caminhos do trabalho.

A Maria Cristina Emerik pelo auxílio na solicitação e utilização dos recursos recebidos da FAPESP.

A bibliotecária Camila Gomes da Rocha Agostini, chefe da biblioteca do IOT-HC/FMUSP e a Andressa da Costa Santos Souza, pelo apoio e auxílio prestados durante a execução deste trabalho.

Ao noivo Ricardo Pires Calciolari, pelo apoio irrestrito na elaboração do trabalho e pelo

auxílio na tabulação de dados.

Aos amigos e fisioterapeutas Guilherme Carlos Brech e Natália Mariana Silva Luna pela amizade e ajuda nas avaliações da plataforma de força.

Ao fisioterapeuta Henry Dan Kiyomoto pelo auxílio com a análise estatística.

Ao residente Renato Xavier e ao preceptor Pedro Giglio pelo auxílio com as medidas nas radiografias.

A Suellen, secretária, pelo auxílio e paciência na convocação dos pacientes.

Aos amigos Tânia Fernanda e Marcos Pontes pelo apoio em toda a execução deste trabalho.

Ao Leonardo Prospero e Tatiana Prospero responsáveis da Empresa Steel Joint pela parceria e doação das órteses sem as quais essa pesquisa não poderia ter sido realizada.

Aos pacientes desta pesquisa que colaboraram na elaboração desta tese, sem os quais não seria possível realizá-la.

Agradeço a todos que contribuíram direta ou indiretamente para a elaboração desta tese e que cometi a indelicadeza de não mencionar nominalmente.

A todos que acreditam e acreditaram em mim...

“O primeiro passo na busca da felicidade é o aprendizado”.

Dalai Lama

NORMALIZAÇÃO ADOTADA

Esta tese está de acordo com as seguintes normas, em vigor no momento desta publicação:

Referências: adaptado de *International Committee of Medical Journals Editors* (Vancouver).

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Divisão de Biblioteca e Documentação. *Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias*. Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, Maria Julia de A. L. Freddi, Maria Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso, Valéria Vilhena. 3^a ed. São Paulo: Divisão de Biblioteca e Documentação; 2011.

Abreviaturas dos títulos dos periódicos de acordo com *List of Journals Indexed in Index Medicus*.

Nomes das estruturas anatômicas: Terminologia Anatômica Internacional da Federative Committee on Anatomical Terminology aprovada em 1998 e traduzida pela Comissão de Terminologia Anatômica da Sociedade Brasileira de Anatomia. 1ed. São Paulo: Editora Manole, 2001.

Vocabulário ortográfico da língua portuguesa, 5ed, 2009, elaborado pela Academia Brasileira de Letras, em consonância com o Acordo Ortográfico da Língua Portuguesa, promulgado pelo decreto no 6583/2008.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	2
2	OBJETIVOS.....	7
3	REVISÃO DE LITERATURA.....	9
3.1	O Envelhecimento e a Osteoartrite.....	9
3.2	Órteses.....	18
3.2.1	Biomecânica.....	22
3.3	Fatores que contribuem para a manutenção do equilíbrio postural.....	24
3.4	Relação do equilíbrio postural com a força muscular.....	25
3.5	Posturografia como sistema de medida do equilíbrio postural.....	26
3.6	Associação da osteoartrite no equilíbrio postural.....	26
3.7	Fatores que contribuem para o ciclo da marcha.....	27
3.8	Associação da osteoartrite no ciclo da marcha.....	32
3.9	Avaliação cinética do ciclo da marcha.....	34
4	MÉTODOS.....	38
4.1	Desenho do estudo.....	38
4.2	Cálculo da amostra.....	38
4.3	Casuística.....	39
4.3.1	Descrição da população estudada.....	41
4.4	Órtese Steel Joint®.....	42
4.4.1	Componentes e materiais da órtese.....	44
4.4.2	Procedimento de medida e utilização da órtese.....	44
4.5	Procedimento de avaliação.....	48

4.5.1	Teste de força muscular.....	50
4.5.1.1	Instrumento.....	50
4.5.1.2	Posicionamento.....	50
4.5.1.3	Variável.....	52
4.5.2	Avaliação do equilíbrio.....	52
4.5.2.1	Instrumento.....	52
4.5.2.2	Posicionamento.....	53
4.5.2.3	Variáveis.....	55
4.5.3	Avaliação da marcha em plataforma fixa.....	56
4.5.3.1	Instrumento.....	56
4.5.3.2	Posicionamento.....	57
4.5.3.3	Variáveis.....	58
4.5.4	Avaliação do espaço articular – radiografia.....	59
4.5.4.1	Instrumento.....	59
4.5.4.2	Posicionamento.....	59
4.5.4.3	Variáveis.....	61
4.5.5	Questionários de avaliação subjetiva.....	62
4.5.5.1	Escala Visual Analógica (EVA) (Visual Analogue Scale –VAS).....	62
4.5.5.2	Questionário Algofuncional de Lesquesne.....	63
4.5.5.3	WOMAC.....	63
4.6	Análise Estatística.....	64
5	RESULTADOS.....	67
5.1	Resultados das escalas subjetivas.....	67
5.2	Resultados da avaliação radiográfica.....	69

5.3	Resultados da avaliação isocinética.....	71
5.4	Resultados da avaliação plataforma de força fixa – marcha.....	74
5.5	Resultados da avaliação plataforma de força móvel – equilíbrio.....	78
5.6	Resultados obtidos com a cartilha de utilização diária da órtese.....	81
5.6.1	Cartilhas devolvidas preenchidas corretamente.....	81
5.6.2	Tempo médio de utilização diária.....	82
5.6.3	Utilização de medicamento analgésico.....	82
5.6.4	Lesões de pele ocasionadas pelo uso da órtese.....	82
5.6.5	Relatos sobre a compra ou não da órtese.....	84
5.6.6	Relatos sobre a estabilidade do joelho com a utilização da órtese.....	84
5.6.7	Desgaste do material da órtese.....	84
6	DISCUSSÃO.....	87
7	CONCLUSÕES.....	106
8	ANEXOS.....	108
9	REFERÊNCIAS.....	119

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Órtese Steel Joint, modelo Brace MD®	43
Figura 2 – Modelos de discos para adaptação nas órteses.....	46
Figura 3 – Posicionamento dos discos de adaptação.....	46
Figura 4 – Posicionamento no aparelho de avaliação isocinética.....	51
Figura 5 – Posicionamento do paciente em plataforma móvel portátil para realização do teste de equilíbrio.....	55
Figura 6 – Posicionamento do paciente para realização do exame de radiografia panorâmica.....	60
Figura 7 – Imagens da radiografia panorâmia com e sem a órtese.....	61
Figura 8 – Escala Visual Analógica.....	63
Figura 9 – Alteração de pele em região medial do joelho.....	83
Figura 10 – Bolhas causadas pela utilização da órtese.....	83
Figura 11 – Desgaste da haste de metal pela utilização da órtese e de metal pela utilização da órtese.....	85

LISTA DE TABELAS E QUADROS

Tabela 1 – Características físicas dos pacientes.....	41
Tabela 2 – Médias, medianas, desvios padrão (DP) e valor de p da EVA no período pré e pós nos grupos estudados, diferença entre período pós x pré e a comparação entre os períodos nos dois grupos estudados...	67
Tabela 3 – Médias, medianas, desvios padrão (DP) e valor de p do Índice Algofuncional de Lequesne nos grupos estudados, diferença entre períodos pós x pré e a comparação entre os períodos nos dois grupos estudados.....	68
Tabela 4 – Médias, medianas, desvios padrão (DP) e valor de p do Índice WOMAC nos períodos pré e pós nos dois grupos estudados, diferença entre os períodos pós x pré e comparação entre os períodos nos dois grupos estudados.....	68
Tabela 5 – Médias, valor mínimo e máximo, índice de correlação intraclasse e valor de p das variáveis mensuradas na radiografia interexaminadores.....	69
Tabela 6 – Médias, medianas, desvios padrão e valor de p das variáveis mensuradas nas radiografias pelos dois avaliadores e do resultado interexaminador retirado da média das medições de cada avaliador nos períodos pré e pós (n = 27).....	70

Tabela 7 – Médias, medianas, desvios padrão (DP) e valor de p do Torque Flexor nos períodos pré e pós nos dois grupos estudados, diferença entre os períodos pós x pré e comparação entre os períodos nos dois grupos estudados e lados acometido e não acometido..... 71

Tabela 8 – Médias, medianas, desvios padrão (DP) e valor de p do Torque Extensor nos períodos pré e pós nos dois grupos estudados, diferença entre os períodos pós x pré e comparação entre os períodos nos dois grupos estudados e lados acometido e não acometido..... 72

Tabela 9 – Médias, medianas, desvios padrão (DP) e valor de p do Trabalho Total Flexor nos períodos pré e pós nos dois grupos estudados, diferença entre os períodos pós x pré e comparação entre os períodos nos dois grupos estudados e lados acometido e não acometido..... 73

Tabela 10 – Médias, medianas, desvios padrão (DP) e valor de p do Trabalho Total Extensor nos períodos pré e pós nos dois grupos estudados, diferença entre os períodos pós x pré e comparação entre os períodos nos dois grupos estudados e lados acometido e não acometido..... 74

Tabela 11 – Médias, medianas, desvios padrão (DP) e valor de p da variável HS nos momentos descritos de acordo com o grupo, lado, período e utilização da órtese..... 75

Tabela 12 – Médias, medianas, desvios padrão (DP) e valor de p da variável TO nos momentos descritos de acordo com o grupo, lado, período e utilização da órtese.....	75
Tabela 13 – Médias, medianas, desvios padrão (DP) e valor de p da variável ST nos momentos descritos de acordo com o grupo, lado, período e utilização da órtese.....	76
Tabela 14 – Médias, medianas, desvios padrão (DP) e valor de p da variável FzMáx nos momentos descritos de acordo com o grupo, lado, período e utilização da órtese.....	76
Tabela 15 – Médias, medianas, desvios padrão (DP) e valor de p da variável FzMin nos momentos descritos de acordo com o grupo, lado, período e utilização da órtese.....	77
Tabela 16 – Médias, medianas, desvios padrão (DP) e valor de p da variável FzAvg nos momentos descritos de acordo com o grupo, lado, período e utilização da órtese.....	77
Tabela 17 – Médias, medianas, desvios padrão (DP) e valor de p das variáveis XSD, YSD e VAvg considerando o efeito olhos abertos x olhos fechados sem a utilização da órtese nos períodos pré x pós.....	78
Tabela 18 – Médias, medianas, desvios padrão (DP) e valor de p das variáveis XSD, YSD e VAvg considerando o efeito utilização da órtese nos períodos pré x pós, sem a órtese.....	79
Tabela 19 – Médias, medianas, desvios padrão (DP) e valor de p das variáveis XSD, YSD e VAvg considerando o efeito utilização da órtese nos períodos pré x pós, com a órtese.....	80

Tabela 20 – Médias, medianas, desvios padrão (DP) e valor de p das variáveis XSD, YSD e VAv _g considerando o efeito do grupo utilizando dados da diferença entre os pós menos o pré, dados coletados sem a órtese.....	81
Tabela 21 – Médias, medianas, desvios padrão (DP) e valor de p das variáveis XSD, YSD e VAv _g considerando o efeito do grupo utilizando dados da diferença entre os dois períodos do Grupo Controle versus os dados do Grupo Órtese da diferença pós com órtese menos os dados pré sem órtese.....	82
Quadro 1 – Medidas de referência de tamanho para as órteses Steel Joint modelo Brace MD [®]	44

LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E SIGLAS

%	Por cento
=	Igual a
®	Marca registrada
°	Graus
AAOS	<i>American Academy of Orthopaedic Surgeons</i>
Acom	Acometido
ACR	<i>American College of Rheumatology</i>
AINEs	Anti-inflamatório não esteroide
AM	Amplitude de Movimento
AVD	Atividade de vida diária
cm	Centímetros
cm/s	Centímetro por segundo
CP	Centro de pressão
Diff	Diferença
DP	Desvio Padrão
Ed.	Edição
EULAR	<i>European League Against Rheumatism</i>
EVA	Escala visual analógica
GC	Grupo Controle
GO	Grupo Órtese
HKA	<i>Hip Knee Angle</i>

IOT HC	Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da
FMUSP	Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
Kg	Quilograma
KL	Kellgren e Lawrence
Lbs	Libras
LCA	Ligamento Cruzado Anterior
LCL	Ligamento Colateral Lateral
LCM	Ligamento Colateral Medial
M	Metro
mA	Micro ampere
mm	Milímetros
N x m	Newton x metro
n.s.	Não significativa
Não acom	Não acometido
AO	Osteoartrite
S	Segundos
WOMAC	<i>Western Ontario and MacMaster Universities Osteoarthritis Index</i>

RESUMO

Silva ALP. *Efeitos clínicos e biomecânicos da utilização de órtese valgizante sob medida na osteoartrite medial do joelho* [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2018.

INTRODUÇÃO: A osteoartrite é a maior causa de dor em idosos, o objetivo primário do tratamento é o alívio da dor e evitar a progressão da doença reduzindo o estresse articular. As órteses para correção de varo são uma forma não invasiva e não farmacológica de tratamento desses pacientes. O objetivo deste trabalho foi verificar a eficiência de uma órtese sob medida nos joelhos com osteoartrite medial e deformidade em varo. **MÉTODOS:** Em um estudo clínico randomizado foram avaliados e tratados com a colocação de órtese valgizante sob medida 51 pacientes com idade entre 60 e 75 anos com osteoartrite medial do joelho divididos em dois grupos: grupo órtese e controle. Foram realizadas três avaliações: momento inicial, imediatamente após a colocação da órtese (somente no grupo órtese) e após dois meses. A avaliação funcional e de dor consistiu em aplicação de questionários (WOMAC, Índice Algodifuncional de Lequesne e EVA), exames de radiografia panorâmica para observar a abertura do espaço articular (somente no grupo órtese), avaliação com dinamômetro isocinético para avaliação de força, e avaliação de equilíbrio e marcha com a utilização de plataforma de força. **RESULTADOS:** Este estudo mostrou que houve diminuição da dor ($p=0,001$), melhora funcional com diminuição de 50% do valor nos Índices de Lequesne ($p=0,010$) e WOMAC ($p=0,001$). Houve abertura do espaço articular medial ($p=0,049$). Aumento do torque flexor e extensor ($p=0,001$) evidenciando ganho de força muscular. Diminuição da fase de apoio na marcha ($p=0,030$). Não houve melhora do equilíbrio em nenhuma das variáveis analisadas. O tempo médio de utilização foi de 6,5 horas. 92,59% sentiram boa estabilidade ao realizar as AVD's, apenas 18,18% fizeram uso de medicamento analgésico durante o período de utilização, 13,63% apresentaram lesões de pele e 77,77% comprariam a órtese no seu valor de mercado. **CONCLUSÕES:** A órtese valgizante sob medida promoveu alívio da dor e melhora funcional com ganho de força muscular e melhora do padrão de marcha, não evidenciando interferência no ganho de equilíbrio em indivíduos com osteoartrite medial do joelho. A órtese valgizante sob medida é um método eficiente para o tratamento da osteoartrite medial do joelho com deformidade em varo, mostrando os efeitos clínicos esperados, menos efeitos adversos, possibilidade real de uso diário e custo baixo.

Descritores: osteoartrite do joelho; aparelhos ortopédicos; equilíbrio postural; joelho; estudo clínico; dinamômetro de força muscular.

ABSTRACT

Silva ALP. *Immediate clinical and biomechanical effects and after two months of using a customized orthosis in medial knee osteoarthritis* [thesis]. São Paulo: “Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo”; 2018.

INTRODUCTION: Osteoarthritis is the major cause of pain in the elderly, the primary goal of treatment is to relieve pain and prevent disease progression by reducing joint stress. Valgus orthosis are a non-invasive, non-pharmacological form of treatment of these patients. The objective of this study was to verify the efficiency of a knee orthosis with medial osteoarthritis and varus deformity. **METHODS:** In a randomized clinical study, 51 patients aged 60 to 75 years with medial knee osteoarthritis were divided into two groups: bracing and control groups. Three evaluations were performed: initial moment, immediately after the orthosis was placed (only in the orthosis group) and after two months of use. The functional and pain evaluation consisted of questionnaires (WOMAC, Algofunctional Index of Lequesne and VAS), panoramic radiographs to observe the opening of the joint space (only in the orthosis group), evaluation with isokinetic dynamometer for strength evaluation, and balance and gait evaluation with the use of force platform. **RESULTS:** This study showed that there was a decrease in pain ($p = 0.001$), functional improvement with a 50% decrease in the value in the Lequesne Indices ($p = 0.010$) and WOMAC ($p = 0.001$). There was opening of the medial articular space ($p = 0.049$). Increased flexor and extensor torque ($p = 0.001$) evidencing muscular strength gain. Decreased gait support phase ($p = 0.030$). There was no improvement in the balance in any of the analyzed variables. The mean time of use was 6.5 hours. 92.59% felt good stability when performing ADLs, only 18.18% used analgesic medication during the period of use, 13.63% had skin lesions and 77.77% would buy the orthosis at their market value. **CONCLUSIONS:** The bespoke valgus orthosis promoted pain relief and functional improvement with gain of muscle strength and gait improvement, not evidencing interference in the gain of balance in individuals with medial osteoarthritis of the knee. The bespoke valgus orthosis is an efficient method for the treatment of medial osteoarthritis of the knee with varus deformity, showing the expected clinical effects, fewer adverse effects, real possibility of daily use and low cost.

Descriptors: osteoarthritis, knee; orthotic devices; postural balance; knee; clinical study; muscle strength dynamometer.

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

A osteoartrite (OA) é uma doença crônica degenerativa de progressão lenta que afeta as articulações, principalmente as de sustentação de peso, sendo o joelho a articulação mais afetada (**Mohammadi et al., 2008**).

Trata-se de uma doença que acomete a articulação globalmente. Assim, todas as estruturas articulares no joelho são acometidas: perda da cartilagem hialina, alteração no osso subcondral, degeneração meniscal, frouxidão ligamentar e deficiência no controle neuromuscular. O efeito dessas modificações implica uma alteração de distribuição de força na superfície articular, processo esse que contribui para um ciclo de alterações e piora da doença (**Hurley, 2003; Segal, 2012**).

A OA de joelho é mais prevalente no compartimento medial do que no lateral principalmente porque aproximadamente 62% da carga passa através do lado medial da articulação do joelho em indivíduos saudáveis (**Ahlbäck, 1968; Cooke e Scudamore, 1994; Huch et al., 1997; Hinman et al., 2013**).

O quadro clínico caracteriza-se por dor, rigidez matinal, crepitação óssea, atrofia muscular, estreitamento do espaço articular, osteófitos, esclerose do osso subcondral, formações císticas, diminuição da força muscular do quadríceps e derrame articular, levando ao déficit proprioceptivo, alteração do padrão de marcha e incapacidade na realização das atividades funcionais (**Tsauo et al., 2008; Sanghi et al., 2011; An et al., 2011**).

Indivíduos portadores de OA de joelho relatam dificuldade ao executar atividades funcionais de vida diária, tais como: caminhar, subir e descer escadas, permanecer sentado por longos períodos, agachar, ajoelhar, levantar de uma cadeira e ao entrar e sair

do carro (Messier et al., 2004; Bennell e Hinman, 2005).

Existem vários fatores responsáveis pela predisposição de um indivíduo a desenvolver OA, como a obesidade, lesões ou cirurgias prévias, esforço ocupacional e recreacional cumulativo, mau alinhamento articular, fraqueza muscular e o envelhecimento (An et al., 2011; Larsen et al., 2013).

A Organização Mundial da Saúde (OMS) cita a OA como a quarta afecção mais importante em termos de incapacidade entre mulheres e a oitava entre os homens.

A incidência de OA aumenta a partir dos 40 anos, manifestando-se em cerca de 50% dos idosos com mais de 65 anos e em 80% dos acima de 75 anos, sendo uma das principais causas de dor e limitação funcional nessa população (Larsen et al., 2013).

O objetivo do tratamento dos pacientes com um grau inicial de osteoartrite é promover alívio da dor e da incapacidade, aumentando a força muscular, a amplitude de movimento, a estabilidade da articulação e, idealmente, retardar a progressão da doença ao reduzir o estresse articular (Larsen et al., 2013; Focht et al., 2014). Minimizar a carga no compartimento medial é a meta biomecânica do tratamento para pacientes com OA medial do joelho (Self et al., 2000; Toda et al., 2001; Arazpour et al., 2013).

Indivíduos com OA do joelho mostraram ter maior pico externo de adução do joelho agindo na articulação durante a caminhada quando comparados aos indivíduos sem OA pareados por idade (Schipplein e Andriacchi, 1991; Sharma et al., 2001; Hurwitz et al., 2006), fator esse que tem sido associado ao aumento da gravidade da doença, aumento da carga articular anormal e maior progressão de lesão radiográfica (Hurwitz et al., 1998; Miyazaki et al., 2002).

Há uma variedade de opções de tratamento para pacientes que têm o diagnóstico de osteoartrite medial isolada. Intervenções cirúrgicas como a artroplastia unicompartmental do joelho e a osteotomia tibial alta são abordagens utilizadas

(**Brouwer et al., 2005**). No entanto, muitas pessoas não precisam ou não querem cirurgia e, portanto, o tratamento conservador da OA medial do joelho é a opção dessa população. Intervenções mecânicas não cirúrgicas incluem uso de bengalas, palmilhas e órteses (**Hewett et al., 1998; Draper et al., 2000; Pollo et al., 2002; Baker et al., 2007; Beaudreuil et al., 2009; Stamenović et al., 2009; McWalter et al., 2011**).

As órteses para correção de varo são uma forma não invasiva e não farmacológica de tratamento para os pacientes com osteoartrite em um dos compartimentos do joelho para diminuir o estresse articular e promover a abertura do espaço articular (**Brouwer et al., 2006; van Raaij et al., 2010; Segal, 2012; Fantini Pagani et al., 2013**).

No conceito, a órtese para correção do varo aplica uma força de abdução no joelho em um esforço para diminuir o estresse do compartimento medial durante a fase de apoio no ciclo da marcha (**Draper et al., 2000; Maly et al., 2002; Toriyama et al., 2011; Larsen et al., 2013**).

Os mecanismos de correção podem variar de acordo com cada tipo de órtese, estudos prévios mostram que as órteses reduzem efetivamente a dor articular, corrigem a cinemática do joelho e melhoram a função durante a marcha (**Matsuno et al., 1997; Pollo et al., 2002; Stamenović et al., 2009; Pagani et al., 2010**).

Komistek (1999) utiliza radiografia para confirmar a separação condilar durante o apoio e a melhora do alinhamento durante o uso de órteses valgizantes.

As órteses possuem benefícios aos pacientes que aceitam utilizar o método como alternativa de tratamento, promovendo ao serviço de saúde uma gestão mais eficiente no controle financeiro por ser um método mais barato de tratamento que pode retardar o procedimento cirúrgico.

Questiona-se se as órteses existentes para controle do estresse em varo e valgo do joelho garantem uma abertura da interlinha articular de forma reproduzível (**Horlic e**

Loomer, 1993; Toriyama et al., 2011; Squyer et al., 2013); pois existem tamanhos rígidos feitos com médias populacionais que muitas vezes não se adaptam ao membro do indivíduo, causando desconforto e conseqüentemente a não utilização do dispositivo.

A órtese Órtese Steel Joint, modelo Brace MD[®] foi escolhida para a realização deste estudo por ser de fabricação nacional e que permite a padronização individualizada para cada indivíduo.

A padronização de um método não descrito de ajuste personalizado da órtese para separação condilar com checagem radiográfica pode se mostrar eficaz e reprodutível; caso isso ocorra acreditamos existir espaço para utilização ampla no meio ortopédico em pacientes com osteoartrite de joelho melhorando a sua qualidade de vida e possivelmente postergando o procedimento cirúrgico.

2 OBJETIVOS

2 OBJETIVOS

Hipótese

- Verificar a eficiência de uma órtese sob medida nos joelhos com osteoartrite medial e deformidade em varo.

Objetivos

Primários:

- Avaliar a intensidade da dor
- Avaliar força muscular
- Avaliar o equilíbrio estático
- Avaliar cinética da marcha em indivíduos com osteoartrite medial do joelho com deformidade em varo, após a colocação da órtese de forma imediata e após 2 meses de utilização.

Secundários:

- Avaliar a abertura do espaço articular por controle radiográfico após a colocação da órtese.

3 REVISÃO DA LITERATURA

3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1 O envelhecimento e a osteoartrite

O Brasil é um país que envelhece de forma progressiva e acelerada (**IBGE, 2010; Küchemann, 2012**). Os levantamentos epidemiológicos populacionais, incluindo o último censo nacional, revelam um aumento significativo da população acima de 60 anos, da ordem de 128,9% na área urbana e de 281,3% na área rural do país, definindo uma taxa de 31 idosos para cada 100 crianças menores de 15 anos (**Rodrigues et al., 2008; IBGE, 2010**).

O crescimento da população idosa é tão marcante, que alcança um índice oito vezes maior do que o crescimento da população jovem, com possibilidade de ultrapassar esta última a partir de 2030 (**Pilger et al., 2011**). Estudos similares ainda projetam que já em 2020 o Brasil terá um quantitativo de aproximadamente 31 milhões de idosos, representando 14% do total de habitantes e ocupando o sexto lugar na classificação mundial (**de Carvalho e Garcia, 2003; Inouye et al., 2008**).

A situação observada no Brasil segue uma tendência mundial de envelhecimento populacional, já vivenciada por países desenvolvidos e longevos (**Tavares et al., 2012**). Segundo **Veras (2009)**, essa situação também marca a mudança de um cenário característico de mortalidade de uma população tipicamente jovem, para um quadro de doenças complexas e onerosas, nas quais há o predomínio de condições crônicas e incapacitantes que demandam cuidados de saúde mais especializados e integrados.

As doenças próprias do envelhecimento, portanto, passaram a ganhar maior expressão na sociedade moderna e a impor complexos desafios aos novos modelos de

assistência à saúde, à medida que parâmetros de qualidade de vida vêm sendo agregados aos anos adicionais de vida **(Rodrigues et al., 2008)**.

O ato de envelhecer não deve ser compreendido apenas como um processo fisiológico dinâmico e progressivo, marcado por alterações morfológicas, bioquímicas e psicológicas **(Ferreira et al., 2012)**. Surge então o conceito de envelhecimento saudável, decorrente de uma interação complexa entre saúde mental, integração social, capacidade física, independência econômica e qualidade de vida **(Veras, 2009)**.

A manutenção da capacidade funcional assume um papel fundamental na vida do idoso e um desafio às ações modernas de saúde, que deverão ser estruturadas de modo a prevenir as incapacidades relacionadas às doenças crônicas que apresentam alta prevalência em indivíduos nessa faixa etária **(Veras, 2009)**.

O impacto das doenças crônicas na saúde dos idosos no Brasil é um tema discutido com preocupação em pesquisas epidemiológicas recentes, uma vez que tais doenças são onerosas aos cofres públicos e geralmente envolvem a prescrição de medicamentos de alto custo, períodos prolongados de tratamento clínico ou de internação hospitalar, reabilitação especializada e, em casos mais graves, cirurgias de alta complexidade **(Küchemann; Ferreira et al., 2012; Pilger et al., 2011)**.

A osteoartrite (OA) é uma doença crônica de elevada prevalência na população idosa, cujas taxas de incidência estão em crescimento constante. Estudos epidemiológicos mostram que a prevalência da OA de joelhos na população geral tende a aumentar progressivamente, aparentemente seguindo o fenômeno de envelhecimento populacional mundial. **Holt et al. (2011)** realizaram uma projeção de 10 anos de incidência cumulativa de OA severa de joelhos em idosos de 60 a 64 anos, com base no último censo populacional norte-americano. Foi observado que ao final da projeção, aproximadamente 13,4% dos indivíduos nessa faixa etária (2,4 milhões de pessoas) seriam acometidos com

as formas clínicas avançadas ou terminais da OA de joelhos, especialmente em indivíduos obesos. Como a prevalência da degeneração dos joelhos é diretamente proporcional ao avanço da idade dos idosos, especula-se que esse quantitativo seria exponencialmente maior, se considerados os indivíduos na faixa etária acima de 64 anos e as formas clínicas iniciais da doença (**Holt et al., 2011; Tavares et al., 2012**).

A OA pode ser definida como a insuficiência ou destruição da cartilagem articular, decorrente de fatores biomecânicos, genéticos, ósseos ou metabólicos que promovem o desequilíbrio entre as taxas de degradação e a síntese de cartilagem articular ou do osso subcondral. É considerado o distúrbio articular mais prevalente na população idosa e a principal causa de incapacidade funcional nesses indivíduos (**Holt et al.; Camanho et al., 2011**).

Segundo **Hinterholz e Mühlen (2003)**, a OA é uma doença lentamente progressiva, idiopática, de articulações sinoviais, que ocorre em períodos avançados da vida. Clinicamente, observam-se episódios recidivantes de dor, sinovite com derrame articular e limitação progressiva de movimentos; radiograficamente, pelo estreitamento do intervalo articular, densidade aumentada e excrescências ósseas marginais (**Pincus, 2001; Bonnet e Walsh, 2005; Konttinen et al., 2012**).

Segundo **Greve et al. (1992)** e **Rezende e Campos (2013)**, na avaliação de um paciente com OA podem ser observadas alterações articulares como crepitação, diminuição da amplitude de movimento, aumento do volume articular, presença de inflamação (sinovite), instabilidade, dor na movimentação ou com carga e alterações periarticulares, como dor e espasmo muscular.

Algumas características da dor na OA são a piora no final do dia e ao iniciar os movimentos, que estão relacionadas com o uso da articulação envolvida e apresentam períodos de exacerbação relacionados com determinadas atividades. A rigidez matinal

em alguns casos pode ser incapacitante (**Greve et al., 1992**).

Brown et al. (1987) entrevistam pacientes portadores de OA e verificaram que 78% dos pacientes apresentam a dor como um grande problema. Outros problemas comuns apontados são a rigidez (59%) e inabilidade na realização de AVD (37%), 40% do grupo entrevistado estão desempregados devido à doença, 15% expressam como problema solidão e aborrecimento.

Segundo os autores **Rezende e Campos (2013)**, a OA ainda não tem elucidados todos os seus mecanismos patogênicos. Existem dois conjuntos de fatores que parecem exercer papel fundamental no desenvolvimento da OA: os inflamatórios e os mecânicos.

O processo inflamatório encontrado na OA é estudado há várias décadas (**Dieppe, 1978; Pincus, 2001**) e que, segundo **Bonnet e Walsh (2005), Sohn et al. (2012), Konttinen et al. (2012), Bruyère et al. (2015)**, comporta-se como uma doença autoinflamatória causada por respostas mediadas por condrócitos e sinoviócitos. A sinovite e o derrame articular aumentam o risco de perda de cartilagem em joelhos inicialmente sem OA, segundo o observado por **Ayral et al. (2005)** e **Roemer et al. (2011)**.

Os pacientes portadores de OA podem ter associados distúrbios metabólicos como diabetes e obesidade (**Zhuo et al.; Berenbaum et al., 2012**). O tecido adiposo é capaz de produzir adipocinas e outros mediadores inflamatórios que poderão aumentar a atividade inflamatória em todo o corpo (**Osborn e Olefsky, 2012**) e até nas articulações osteoartísticas (**Rezende e Campos, 2013**).

O processo de envelhecimento aumenta a resposta celular aos fatores inflamatórios (**Forsyth et al., 2005; Bruyère et al., 2015**), o envelhecimento na cartilagem articular pelo mecanismo defeituoso de lubrificação e nutrição desigual da cartilagem articular aumenta a produção de cristais (pirofosfato de cálcio e hidroxiapatita) que são associados

à sinovite nas articulações osteoartrósicas (Zhuo et al., 2012). O envelhecimento causa um estado de inflamação crônica caracterizado por ser de pequena intensidade, sistêmico e subclínico (Rezende e Campos, 2013).

O joelho é a articulação mais acometida pela doença, apresentando alto potencial de incapacidade funcional (Issa et al., 2012).

Os fatores mecânicos relacionados à patogênese da OA representam a tentativa da articulação de corrigir um estresse mecânico anormal e de reparar a lesão dele resultante (Rezende e Campos, 2013). Entre as causas que podem levar a um aumento anormal de forças podemos observar: (1) anatomia anormal, congênita ou adquirida, como mau alinhamento congênito, ou uma lesão meniscal, que leva a estresse aumentado mesmo sob cargas fisiológicas; (2) carga excessiva, como em obesos; (3) combinação de fatores, cenário mais comum (Rezende e Campos, 2013).

O alinhamento em varo do joelho aumenta cerca de 3,5 vezes o risco para o desenvolvimento de OA no compartimento medial (Hayashi et al., 2012). No joelho varo, surgem lesões da medular óssea no compartimento medial e no valgo, lesões no compartimento lateral (Felson et al., 2003).

Aproximadamente 25% dos indivíduos com mais de 55 anos possuem episódios de dores persistentes no joelho (Peat et al., 2001). O compartimento medial é normalmente o mais acometido; a razão para essa preponderância do envolvimento medial é que durante a fase de médio apoio da marcha, aproximadamente 70 a 80% da carga articular passa pelo compartimento medial porque o centro de massa é localizado medialmente ao centro da articulação do joelho (Johnson et al., 1980). O mau alinhamento pode distorcer essa distribuição de carga (Segal, 2012; Hurwitz et al., 2002). A carga relativa no compartimento medial comparado com o lateral é estimada pelo momento externo de adução do joelho, que é o torque que puxa o joelho em varo (Hillstrom et al., 2000;

Sharma et al., 2001; Liu e Zhang, 2013).

Segundo **Hinterholz e Mühlen (2003)**, homens e mulheres são afetados, mas o padrão de distribuição articular é diferente. Nos homens, a ordem das articulações afetadas é: quadril (mais comum), joelho, coluna vertebral, tornozelo, ombro e dedos. Nas mulheres, a ordem é: joelho, dedos (articulação interfalangeana distais e proximais, metacarpofalangeana na base do polegar), coluna vertebral, quadril, tornozelo e ombro.

O diagnóstico da OA do joelho pode ser feito pela história e exame clínico e confirmado por radiografia. Um diagnóstico preciso também ajuda a descartar outras causas de dor no joelho, como dor referida do quadril ou costas, entre outros (**Hussain et al., 2016**). De acordo com as recomendações da Liga Europeia de Reumatismo (EULAR), a radiografia simples ainda é o padrão-ouro para avaliar o joelho com evidência de OA. As incidências incluem incidência anteroposterior (AP), sem apoio de peso, incidência lateral em flexão de 45 graus e incidência patelar. Na doença avançada, a incidência AP apresenta perda / redução do espaço articular, osteofitose, esclerose subcondral e cistos. Nos estágios iniciais da doença, podem haver mudanças sutis (**Hussain et al., 2016**).

O portador de OA pode apresentar uma significativa perda de sua qualidade de vida devido à dor e perda de mobilidade. Não existe tratamento que promova a cura da OA ou evite sua progressão; entretanto, terapias podem aliviar sua sintomatologia e aumentar significativamente a qualidade de vida dos indivíduos acometidos (**Thomson et al., 1994; Focht et al., 2014**).

Segundo **Mühlen (2000)**, o tratamento da OA deve ser multiprofissional e continuado, baseando-se em medicamentos e terapia física. O tratamento é intensificado em casos de reagudizações, principalmente em situações em que o clima frio e úmido contribui para piora funcional e sintomática.

A relativa progressão lenta da doença permite abordagem algorítmica passo a passo no gerenciamento da mesma. Após revisão sistemática de literatura e consenso de especialistas, o grupo de trabalho EULAR para OA apresentou recomendações baseadas em evidências para o tratamento de OA de joelho. As opções incluem tratamento clínico não cirúrgico e estratégias cirúrgicas (**Hussain et al., 2016**).

O objetivo da opção não cirúrgica é a educação do paciente, controle da dor, retardar a progressão da doença e melhorar a função (**Larsen et al., 2013; Bennel et al.; Hussain et al., 2016**). É necessária a modificação do estilo de vida, exercícios e atividades que envolvem alto impacto, como correr em superfícies duras e saltar, devem ser evitados, devem ser incentivadas atividades de baixo impacto, como natação e ciclismo. Em pacientes com evidência de OA patelofemoral, atividades como escalada e agachamento devem ser limitadas (**Bennel et al.; Hussain et al., 2016**).

O paciente obeso deve ser aconselhado e encorajado a perder peso, a obesidade tem se mostrado um fator de risco para o desenvolvimento de OA sintomática em um estudo coorte realizado por **Felson et al.**, em 1992.

Há uma variedade de opções de tratamento para pacientes que têm o diagnóstico de osteoartrite medial ou lateral isolada; a utilização de bengalas, palmilhas e órteses constituem alguns tipos de intervenções mecânicas não cirúrgicas (**Draper et al., 2000; Pollo et al., 2002; Beaudreuil et al., 2009; Rannou et al., 2010**).

O objetivo de uma órtese é reduzir a dor e melhorar a função. O candidato ideal para uma órtese é um paciente com OA unicompartimental. Uma órtese pode funcionar melhorando a biomecânica, o eixo da deformidade, diminuindo o momento adutor do fêmur e melhorando a percepção de instabilidade (**Radzinski et al., 2012; Bennel et al., 2016**). Em uma revisão Cochrane, foi demonstrado que há melhora na dor e função após o uso de órteses (**Duivenvoorden et al., 2015**).

A fisioterapia com utilização de exercícios de fortalecimento muscular e um programa de exercícios aeróbicos é benéfico no controle sintomático da OA (**Pelland et al., 2004; Jamtvedt et al., 2008**). Exercícios para ganho de amplitude de movimento ajudam a prevenir o desenvolvimento de contraturas e os exercícios de fortalecimento muscular periarticular tendem a estabilizar o joelho e melhorar os sintomas (**Bennel et al.; Hussain et al., 2016**).

Na farmacoterapia, os medicamentos anti-inflamatórios não esteroides (AINEs) são prescritos quando o paciente apresenta exacerbação da dor e edema no joelho. Essas substâncias agem bloqueando o processo pró-inflamatório e agentes como prostaglandinas e leucinas por reversibilidade bloqueando a ciclooxigenase e lipooxigenase. Inibidores seletivos de COX2 têm um efeito anti-inflamatório, mas são nefrotóxicos. Devido à sua toxicidade cardiovascular causada pelo inibidor de COX2, o rofecoxib foi retirado do mercado em outubro de 2004 (**Hussain et al., 2016**). Os corticosteroides intra-articulares são indicados quando há exacerbação dos sintomas apesar do uso de AINEs. Uma revisão sistemática demonstrou que os corticoides intra-articulares são eficazes no controle da dor na OA, mas o efeito dura aproximadamente uma semana (**Hepper et al., 2009**).

A terapia com hialuronato injetável tem vantagem teórica na OA como resultado do seu efeito viscoelástico, analgésico, anti-inflamatório e suas propriedades condroprotetoras (**Watterson e Esdaile, 2000**). **Bellamy et al. (2006)**, em revisão Cochrane, revelaram melhora de 5 a 13 semanas na dor e função pós-injeção após a utilização do grupo de produtos Hyluron. **Vannabouathong et al. (2018)**, após extensa revisão sistemática, demonstraram bons efeitos nos tratamentos intra-articulares.

Em casos muito graves de OA que não respondem ao tratamento conservador, o ortopedista acaba optando pelo tratamento cirúrgico, no qual pode ser realizado o

debridamento artroscópico, a osteotomia ou a colocação de uma prótese (**Mühlen, 2000; Hussain et al., 2016**).

O desbridamento artroscópico do joelho por OA é controverso. Apesar disso, é um dos procedimentos comuns realizados (**Feeley et al., 2010**). Os fatores que previram melhores resultados são idade mais jovem, bloqueios mecânicos, diminuição leve a moderada da linha articular medial, evidência radiográfica de OA e presença de instável lesão meniscal degenerativa (**Hanssen et al., 2001; Fond et al., 2002; Dervin et al., 2003**).

O objetivo de uma osteotomia é alinhar o eixo mecânico do joelho, transferindo-o da área patológica para o normal, e diminuir a sobrecarga do lado degenerado. Em um joelho saudável, o eixo mecânico vai do centro do quadril até o centro do joelho para o centro da articulação do tornozelo. Na OA do compartimento medial e deformidade em varo, o eixo mecânico tende a se mover medialmente, isso, por sua vez, leva a maior estresse no compartimento medial (**Hanssen et al., 2001**). Estudos mostraram desfechos favoráveis com osteotomia alta da tíbia. **Coventry et al. (1993)** revelaram que aproximadamente 61% dos pacientes tiveram menos dor e 65% tiveram melhor função em até 10 anos após o procedimento cirúrgico. **Omori et al. (2008)** mostraram que 37 pacientes, após osteotomia em cunha, tiveram 71% de bom a excelente resultado na melhora da função até 17 anos após o procedimento. A literatura evidencia que, para um bom resultado, a seleção do paciente é fundamental, pois fatores como a obesidade e idade avançada foram relatados como prejudiciais para o resultado em longo prazo (**Coventry et al., 1993; Omori et al., 2008**).

A artroplastia unicompartimental do joelho, após melhora do desenho protético, das técnicas cirúrgicas, propriedades de desgaste de polietileno e publicações recentes apresentando melhor resultado em longo prazo, tornou-se uma alternativa a ser

considerada (**Borus e Thornhill, 2008; Hussain et al., 2016**). Os pré-requisitos são uma articulação estável, deformidade em varo que possa ser reduzida, flexão residual menor que 10° e pouco acometimento do compartimento lateral. Nessa técnica há os benefícios de menor tempo cirúrgico, menor perda de sangue, reabilitação mais rápida e possibilidade de maior amplitude de movimento (**Murray et al., 1998; Svård e Price, 2001**).

A artroplastia total do joelho é a opção final para pacientes com OA. Avanços no design do implante, com melhor polietileno, menores propriedades de desgaste e seleção adequada de pacientes, mostram resultados reprodutíveis em 96% ao longo de 10 anos (**Duffy et al., 1998**). O momento da substituição do joelho ainda é discutível. **Gidwani et al. (2003)**, em uma série de pacientes, relataram que bons resultados podem ser obtidos quando a intervenção é realizada em estágios iniciais da OA radiológica em pacientes sintomáticos. As complicações após artroplastia total primária é de 5% em pacientes, inclui infecção (cerca de 1,5%) e sintomas de trombose venosa profunda ou embolia pulmonar (1 e 3%) (**Duffy et al., 1998; Gidwani et al., 2003; Hussain et al., 2016**). Estudos recentes mostraram resultados promissores em pacientes mais jovens. **Duffy et al. (1998)**, no seguimento mínimo de 10 anos, relataram a sobrevivência da prótese de 96% aos 10 anos e 85% aos 15 anos. A média de idade no momento da cirurgia foi 53 anos.

3.2 Órteses

As órteses são atualmente proposta de tratamento para as principais articulações acometidas pela osteoartrite - mão, quadril e joelho. Dados mais específicos sobre o uso

de órteses sob medida pelos pacientes ou sua prescrição médica na prática diária permanecem escassos. Entre os pacientes com OA de membros inferiores, a utilização de órteses é na proporção de 10% a 25% para joelho ou palmilhas para o pé (Li et al., 2004). Em uma pesquisa com 2000 clínicos gerais franceses, 10% responderam que usualmente prescrevem órteses para pacientes com OA do joelho (Conrozier et al., 2008). Algumas pesquisas com reumatologistas e especialistas em medicina física e reabilitação indicam variabilidade na prática dependendo da especialidade médica e do tipo de dispositivo (Richette et al., 2008; Beaudreuil et al., 2009). Entre talas, fitas e joelheiras, as joelheiras de materiais elásticos são as mais prescritas. Palmilhas são prescritas por 10% a 30% dos médicos, mais frequentemente para o joelho do que para o quadril OA (Gélis et al., 2008). Com o aumento da importância do tratamento não farmacológico nas recomendações para OA, as órteses aumentarão em uso (Hussain et al., 2016).

O objetivo da utilização de uma órtese ou tutor, é o de assistir, restringir, alinhar ou simular a função de uma parte do corpo (Kottke et al., 1982; Podesta e Sherman, 1988).

Nos anos 1960, inicialmente, as órteses eram destinadas a pacientes com artrite reumatoide, membros com sequelas de doenças infantis como paralisia infantil ou para articulações instáveis após trauma e ruptura de diversos ligamentos (Kottke et al., 1982), além de terem o inconveniente de serem pesadas e grandes (Podesta e Sherman, 1988).

As órteses para correção do varo do joelho são uma forma não invasiva e não farmacológica de tratamento para os pacientes com OA em um dos compartimentos do joelho para diminuir o estresse articular e promover a abertura do espaço articular (Brouwer et al., 2006; van Raaij et al., 2010; Segal, 2012; Fantini Pagani et al., 2013; Mauricio et al.; Khan et al., 2018).

Em 1984, a *American Academy of Orthopaedic Surgeons* (AAOS) classificou as órteses de joelho em três tipos:

1. Profiláticas: feitas para prevenir ou diminuir uma lesão do joelho;
2. Reabilitativas: indicadas para períodos de reabilitação pós-trauma ou cirurgia;
3. Funcionais: para uso prolongado em joelhos com instabilidade permanente.

As órteses podem ainda ser classificadas segundo **Beaudreuil (2017)** como:

1. Órtese de repouso (“*rest orthosis*”): são utilizadas para imobilização articular que exclui qualquer efeito dinâmico, corretivo ou funcional; são feitas por um composto rígido. A eficácia das órteses de repouso para a OA do joelho não foi estudada em ensaios clínicos. Revisões descritivas apenas sugeriram sua utilidade (**Beaudreuil et al., 2009**). Órteses de repouso podem ser interessantes para indivíduos que necessitam de imobilização quando estiverem com derrame no joelho com OA. No entanto, essa hipótese deve ser testada em ensaios clínicos.
2. “*Knee sleeves*”: são órteses elásticas não adesivas associadas a vários dispositivos visando ao alinhamento patelar ou estabilização frontal da articulação femoropatelar. A eficácia dessas órteses de joelho para a OA do joelho foi investigada em 5 ensaios randomizados controlados de grupos paralelos (**Berry et al., 1992; Kirkley et al., 1999; Mazzuca et al., 2004; Hunter et al., 2011; Callaghan et al., 2015**). Os dispositivos foram bem tolerados pelos pacientes. A órtese de joelho de neoprene simples diminuiu a dor com 6 meses de acompanhamento em comparação com um grupo controle sem utilização de órtese (**Kirkley et al., 1999**). Órteses de retenção de calor compostas de lycra, poliéster e fibras de alumínio foram comparadas com dispositivos padrão (**Mazzuca et al., 2004**). Dor, rigidez e incapacidade física não diferiram após 4 semanas de uso. Portanto, as ações clínicas das

órteses de joelho não parecem depender de qualquer efeito térmico local. Já as órteses com um dispositivo peripatelar foram comparadas com um grupo controle por **Berry et al. (1992)** e **Callaghan et al. (2015)** e como resultado diminuíram a dor e induziram melhora subjetiva no seguimento de 6 semanas. **Cudejko et al. (2017)** em um estudo experimental mostraram que as órteses elásticas promoveram melhora da dor e da função, bem como no relato de diminuição da instabilidade e aumento da confiança no joelho imediatamente após a sua colocação. Contudo, a comparação no estudo realizado por **Hunter et al., em 2011**, entre órteses elásticas com ou sem realinhamento patelar falhou em mostrar qualquer diferença.

3. “*Unloading knee braces*”: são compostos de hastes externas, dobradiças e correias; o seu objetivo é diminuir as cargas de compressão transmitidas para as superfícies articulares, quer no compartimento medial ou lateral do joelho, dependendo da posição de valgo ou varo do dispositivo. Uma revisão recente e meta-análise incluindo 8 ensaios clínicos randomizados controlados avaliaram a eficácia clínica e o perfil de segurança de uma joelheira valgizante para OA femorotibial medial (**Moyer et al., 2013**). A comparação com um grupo controle sem utilização de órtese revelou significativa redução da dor (diferença média padronizada [SMD] - diferença intergrupos divididos por SD - 0,56) e melhora funcional (SMD 0,48). No entanto, esses efeitos foram menos pronunciados quando se compara as órteses de joelho com o joelho na posição neutra, com órteses elásticas ou palmilhas como grupo controle. A diferença da média para dor foi reduzida em 60% e o efeito funcional desapareceu. A revisão destacou que os efeitos colaterais foram frequentes, relatados por 25% dos pacientes que utilizaram a órtese, entre

eles: desconforto, ajuste deficiente da órtese, suor e a irritação da pele ficaram em primeiro lugar entre as queixas relatadas. Poucos eventos tromboembólicos foram relatados (**Jones et al., 2013**). A baixa taxa de adesão ao tratamento também é uma preocupação em alguns estudos (**Draganich et al., 2006; Arazpour et al., 2012; Jones et al., 2013; Arazpour et al., 2013**). Finalmente, os resultados clínicos constituem evidências para o efeito de órteses para distribuição de carga sobre a dor e incapacidade funcional em pacientes com OA femorotibial medial. No entanto, as principais preocupações com as atuais órteses de joelho para distribuição de carga são a baixa taxa de adesão ao tratamento e potenciais efeitos colaterais.

3.2.1 Biomecânica

As órteses simulam a função de uma parte do corpo pelo seu modelo intrínseco e construção (**Tegner et al., 1984; Podesta e Sherman, 1988**).

A apresentação das órteses pode ser com ou sem dobradiça e esta pode ser simples (monocêntrica, uniaxial), biaxial, policêntrica ou multiaxial (**Rezende e Matsudo, 1994**).

O tutor ideal deveria permitir os movimentos de rotação e translação normais do joelho durante o ciclo da marcha (**Horlick e Loomer, 1993; Rezende e Matsudo, 1994; Pagani et al., 2010; Liu e Zhang, 2013**).

A eficiência mecânica das órteses feitas sob medida, com dobradiças laterais, dependem de uma série de fatores: a) materiais utilizados para confecção do manguito e dos componentes laterais; b) planejamento (modelo) de uma órtese individual; c) aplicação de forças sobre as partes moles; d) suspensão da órtese; e) o processo de molde

e acabamento (**Rezende e Matsudo, 1994**).

A aplicação de forças numa órtese deve levar em consideração: a) localização das forças; b) deformação gravitacional das partes moles; c) contração muscular (**Rezende e Matsudo, 1994**). Qualquer desencontro entre o movimento das dobradiças e da articulação do joelho causará deformação das partes moles e escorregamento da órtese (**Walker et al., 1988**).

Carlson e French (1989) defendem que as órteses devem apresentar: a) encaixe justo e materiais resistentes, para evitar a existência e/ou desenvolvimento de angulação; b) materiais com módulo de elasticidade alto, especialmente para as hastes laterais; c) partes medial e lateral bem alinhadas estruturalmente acima e abaixo do joelho, para fazer resistência contra varo/valgo; d) estrutura rígida de extremo a extremo.

A localização da dobradiça em relação ao joelho se mostrou mais importante do que seu modelo, nas mudanças de força e momento através do joelho. A colocação posterior resultou na menor força e a anterior, na maior (**Walker et al., 1988; Regalbutto et al., 1989**).

A órtese para correção do varo aplica uma força de abdução externa no joelho em um esforço para diminuir o estresse no compartimento medial durante a fase de apoio do ciclo da marcha (**Draper et al., 2000; Toriyama et al., 2011; Larsen et al., 2013; Jafarnezhadgero et al.; Mauricio et al., 2018**).

Estudos prévios mostram que as órteses reduzem efetivamente a dor tibiofemoral, corrige a cinemática do joelho e melhora a função durante a marcha (**Matsuno et al., 1997; Pollo et al., 2002; Mauricio et al., 2018**).

3.3 Fatores que contribuem para a manutenção do equilíbrio postural

O controle postural é a capacidade inerente de manter o centro de massa na base de suporte, o qual define os limites de estabilidade. Esses limites são áreas operacionais até onde o centro de massa pode se deslocar sem a necessidade de mudança da base de suporte (Alexander, 1994).

A estabilidade postural depende de um complexo mecanismo de ação do sistema visual, vestibular e somatossensorial (Lord e Menz, 2000). Nesse sentido, quanto ao sistema visual, o equilíbrio postural depende da qualidade da visão (Pyykkö et al., 1990; Lord et al., 1991; Turano et al., 1994; Lord e Menz, 2000; Duarte e Zatsiorsky, 2002; Prado et al., 2007; Blaszczyk, 2008; Nardone e Schieppati, 2010) e da distância do alvo de fixação dos olhos (Paulus et al., 1989; Vuillerme et al., 2006; Nardone e Schieppati, 2010). Sabe-se ainda que a visão é responsável por 23% da manutenção do equilíbrio postural (Lord et al., 1991).

Outros fatores que podem influenciar no equilíbrio postural são: a ansiedade que, em situações de ameaça, leva a um aumento da rigidez muscular piorando o equilíbrio e o controle postural (Maki et al., 1991, 1994; Carpenter et al., 2001); as alterações da sensibilidade periférica, que influenciam em até 56% o controle do equilíbrio postural (Lord et al., 1991) e o tamanho da base de suporte associado ao tipo de superfície (Alexander, 1994; Maki et al., 1994).

A piora do equilíbrio postural também está relacionada à idade (Fujita et al., 2005; Prado et al., 2007; Nardone e Schieppati, 2010). O aumento da idade leva à diminuição dos limites de estabilidade anteroposterior (Nardone e Schieppati, 2010).

3.4 Relação do equilíbrio postural com a força muscular

A partir dos 30 e até os 80 anos a força muscular é reduzida em até 50%, ocorrendo as maiores perdas nos membros inferiores (**Frischknecht, 1998**). Essa sarcopenia em função da idade também está relacionada com a perda de coordenação muscular (diminuição das unidades motoras) e da organização sensorial (**Woollacott et al., 1986**).

No processo de envelhecimento natural, a diminuição da força muscular é um fator causal da perda do equilíbrio postural (**Nardone e Schieppati, 2010**), especialmente do quadríceps (**Maki et al., 1991; Rutherford e Jones, 1992; Hurley et al., 1998**).

Essa perda de equilíbrio postural decorrente da perda de força muscular gera limitação e diminuição das atividades piorando ainda mais a sarcopenia, a incapacidade e o desequilíbrio. A perda de força muscular, a fadiga e a tensão muscular aumentam a oscilação postural (**Vuillerme et al., 2002, 2006**).

A dinamometria isocinética é o método mais utilizado na avaliação do desempenho e treinamento muscular e é considerado o padrão-ouro para avaliação quantitativa da força muscular (**Baron, 1995; De Ste Croix et al., 2003; Aquino e Leme, 2006**).

A utilização do dinamômetro isocinético possibilita a quantificação rápida e confiável da função muscular, uma vez que fornece valores absolutos do torque, trabalho e da potência de grupos musculares, bem como valores relativos como a proporção agonista/antagonista dos músculos avaliados (**Perrin, 1993**).

Para a realização da avaliação de força no dinamômetro isocinético, o indivíduo é orientado a executar um esforço muscular máximo ou submáximo que se acomoda à resistência do aparelho (**Dvir, 2002**). A força exercida durante o arco do movimento varia em função do braço de alavanca, caracterizando o momento angular de força ou torque, e a velocidade angular que é pré-estabelecida pelo avaliador e apresenta-se constante

durante o teste (**Terreri et al., 2001**).

3.5 Posturografia como sistema de medida do equilíbrio postural

A posturografia utiliza a plataforma de força para avaliar o equilíbrio estático e dinâmico (**Swanenburg et al., 2007; Clark et al., 2010**).

A posturografia é considerada o padrão-ouro para avaliação quantitativa do equilíbrio postural (**Clark et al., 2010**). A técnica avalia a integração das informações sensoriais que mantêm o equilíbrio postural. O parâmetro mais utilizado na avaliação do controle postural é o centro de pressão (CP), avaliado na plataforma de **força (Duarte e Freitas, 2010)**.

Duarte e Freitas (2010), em um artigo de revisão da literatura, descrevem os parâmetros mais utilizados na Posturografia, tais como número de tentativas, filtros, frequência e tempo de aquisição, e os padronizam para futuras pesquisas.

3.6 Associação da osteoartrite no equilíbrio postural

Com o avançar da idade, ocorrem alterações posturais e funcionais, que variam de um indivíduo para outro e são próprias do envelhecimento normal (**Bruni et al., 2008**). Algumas dessas alterações estruturais podem se estabelecer na postura e pode ser a chave para muitos acometimentos ortopédicos como a osteoartrite (**Bates e Hanson, 1998**).

Com o aumento da expectativa de vida a preocupação com a qualidade de vida dessa população aumenta, e um dos aspectos importantes é a capacidade de manter o

controle postural, pois assim ele pode garantir a independência do indivíduo (**Daniel et al., 2010**).

A avaliação do equilíbrio postural na população com OA é importante pelo grande risco de fraturas associadas às quedas em virtude da perda de equilíbrio postural. A perda do controle postural pode causar limitações nas atividades de vida diária (**Meereis e Gonçalves; Souza et al., 2011; Silva et al., 2012a**).

Mohammadi et al. (2008) evidenciaram que mulheres portadoras de OA apresentam redução das respostas do equilíbrio, devido ao déficit da propriocepção do joelho e força do quadríceps. Alguns autores relacionam esse déficit de propriocepção à diminuição da confiança dos portadores de OA ao realizar as AVD's (**McAlindon et al., 1993; Hurley et al., 1997; Alencar et al., 2007; Meereis e Gonçalves, 2011**).

Idosos com OA podem apresentar alterações no controle postural anteroposterior, mediolateral, além de aumentar a velocidade de oscilação e maior área de elipse do CP (**Hassan et al., 2001; Chiu et al., 2003; Maurer et al., 2004; Norris et al., 2005; Haibach et al.; Ostrowska et al., 2008; Meereis e Gonçalves, 2011**).

3.7 Fatores que contribuem para o ciclo da marcha

A análise da marcha é uma ferramenta amplamente utilizada em pesquisas biomecânicas de análise do movimento, permitindo a obtenção de uma diversidade de informações sobre o comportamento cinemático e cinético das articulações e segmentos estudados. Para que tais informações tenham valor para a prática clínica, os dados devem ser coletados de forma rigorosa e sistemática (**Whittle, 1996; Benedetti et al., 1998**).

A análise biomecânica da marcha através dos padrões motores de cada subfase

permite a identificação das características funcionais dos movimentos que ocorrem em cada articulação e permite ainda integrar as ações simultâneas de cada articulação em termos da função global do membro inferior avaliado. Essa abordagem é particularmente importante para a interpretação funcional do impacto que doenças incapacitantes impõem sobre a locomoção (**Benedetti et al., 1998**).

A compreensão adequada da mecânica do joelho de pacientes com OA durante a marcha requer uma análise preliminar dos principais eventos que caracterizam o ciclo da marcha humana e as respectivas informações de referência do comportamento biomecânico do joelho saudável.

A marcha humana pode ser conceituada como um método de locomoção envolvendo o uso de ambos os membros inferiores, alternativamente, para fornecer suporte e propulsão (**Whittle, 1996; Benedetti et al., 1998**). Essa alternância de movimentos confere um comportamento cíclico à marcha, permitindo que os eventos biomecânicos sejam estudados dentro desse contexto. Um ciclo é definido como o intervalo de tempo entre duas ocorrências sucessivas dentro de um dos eventos repetidos da locomoção. Embora qualquer um desses eventos possa ser escolhido para definir o início de um ciclo, é conveniente utilizar o instante em que um pé faz contato com o solo (contato inicial) (**Whittle, 1996**).

A velocidade de marcha normal envolve principalmente as extremidades inferiores; os braços e tronco proporcionam estabilidade e equilíbrio (**Loudon et al., 2008**). Quanto mais rápida for a velocidade, mais o corpo depende das extremidades superiores e do tronco para a propulsão para além do equilíbrio e da estabilidade (**Vaughan, 2003**).

O grau de movimento do centro de gravidade do corpo durante a marcha define a eficiência desta (**Shultz et al., 2005**). O centro do corpo tanto se move para os lados como para cima e para baixo durante a marcha, quanto mais linear e menor a oscilação, mais

“normal” será o padrão de marcha (**Langer et al., 1989; Vaughan, 2003**).

O ciclo de marcha é um padrão repetitivo, em que podemos reconhecer duas grandes fases: a fase de apoio e a fase de balanço ou oscilação (**Perry, 1992; Vaughan, 2003**).

A fase de apoio ocorre quando o pé se encontra em contato com o solo e sustenta o peso; ela permite que o membro inferior suporte o peso do corpo, ao mesmo tempo que possibilita o avanço do corpo. Representa cerca de 60% do ciclo de marcha (50% em apoio só numa perna e 10% em duplo apoio) (**Langer et al., 1989; Perry, 1992; Vaughan, 2003; Loudon et al., 2008**).

A fase de balanço ocorre quando o pé não está mais sustentando o peso e move-se para frente. Representa cerca de 40% do ciclo da marcha (**Langer et al., 1989; Perry, 1992; Vaughan, 2003; Loudon et al., 2008**).

A duração precisa desses intervalos entre a fase de apoio e a fase de balanço varia entre indivíduos e é inversamente proporcional à velocidade de locomoção do indivíduo, ou seja, os tempos de apoio e oscilação são reduzidos com o incremento da velocidade (**Benedetti et al., 1998**).

A fase de apoio pode ser subdividida em cinco subfases (**Vaughan, 2003**):

O **apoio de calcanhar (contato inicial)** é um curto período que se inicia no momento em que o calcanhar toca no chão. Nesse período, um pé começa a perder o contato com o solo enquanto o outro membro começa a suportar o peso corporal e amortecer o choque do contato inicial (**Vaughan, 2003; Loudon et al., 2008**). Nesse momento o quadril está a 30° de flexão, o joelho em extensão total e o tornozelo em posição neutra, iniciando depois a flexão plantar. A flexão do joelho de aproximadamente 5° aumenta progressivamente, assim como a flexão plantar. A flexão plantar ocorre pela contração excêntrica do tibial anterior, enquanto a extensão do joelho ocorre pela

contração do quadríceps e a flexão pelos isquiotibiais e a contração do reto femoral promove a flexão do quadril (Shultz et al., 2005).

A **resposta à carga** compreende a fase de transferência do peso para o pé que acabou de tocar no solo, até antes que o membro oposto deixe o solo, corresponde ao período inicial do duplo apoio. O corpo então absorve o impacto do pé que rola em pronação até ficar totalmente apoiado no chão (Vaughan, 2003; Loudon et al., 2008). O quadril vai lentamente para extensão e esse movimento ocorre pela contração do músculo adutor magno e glúteo máximo. O joelho flexiona gradativamente até atingir 20°. A flexão plantar do tornozelo fica entre os 10-15° (Shultz et al., 2005).

Na **fase de apoio médio** apenas um membro inferior sustenta o peso do corpo, enquanto o outro membro entra na fase de balanço, consistindo no apoio simples (Vaughan, 2003; Loudon et al., 2008). O quadril vai de 10° de flexão para extensão, resultado da contração do glúteo médio. O joelho encontra-se em extensão. O tornozelo está em supinação e dorsiflexão (5°) que ocorre pela contração do músculo tríceps sural. Nesse momento, o organismo começa a utilizar a absorção da força de impacto para se propulsionar para a frente (Shultz et al., 2005).

A **fase de apoio final** completa o apoio simples, começa com a elevação do calcanhar e continua com o contato inicial do membro inferior contralateral (Vaughan, 2003; Loudon et al., 2008). No início dessa fase podemos ver 10-13° de extensão do quadril, o joelho flexionado em alguns graus (0-5°) e o tornozelo supinado e em flexão plantar. Quando o peso do corpo já está somente sobre as cabeças dos metatarsos, o joelho fica em flexão de 35-40° e a flexão plantar do tornozelo aumenta até 20° (Shultz et al., 2005).

Entre as subdivisões da fase de apoio, o incremento da velocidade de marcha promove ampliação do período de apoio único (intermediário) e redução dos intervalos

de apoio duplo. O aumento ainda maior da velocidade culmina com o desaparecimento dos intervalos de duplo apoio e marca a transição entre a modalidade “caminhada” e “corrida” (Perry, 1992).

Na **fase de pré-balanço**, o membro de apoio transfere o peso corporal para o membro contralateral e prepara-se para a fase de balanço (Vaughan, 2003; Loudon et al., 2008).

A fase de balanço se subdivide em três subfases (Vaughan, 2003):

O início da **fase de balanço (balanço inicial)**, ou aceleração, ocorre quando o pé é elevado do solo; na marcha normal, ocorre a flexão rápida de joelho e a dorsiflexão do tornozelo, permitindo que o membro na fase de balanço acelere para frente (Vaughan, 2003; Loudon et al., 2008). O quadril está em extensão (10°) partindo para flexão, pela contração do ilípticos, e com 20° de rotação lateral. O joelho flexiona-se até os $40-60^\circ$, e o tornozelo vai de 20° de flexão plantar até terminar em posição neutra (Shultz et al., 2005).

A fase de **balanço médio** ocorre quando o membro inferior na fase de balanço encontra-se adjacente ao membro inferior que está sustentando o peso, o qual se encontra na fase de apoio médio (Vaughan, 2003; Loudon et al., 2008). O quadril está fletido a 30° (pela contração dos adutores) e o tornozelo ganha dorsiflexão devido à contração do músculo tibial anterior. O joelho está flexionado a 60° , devido à contração do músculo sartório, vindo depois aproximadamente até 30° pela contração do músculo quadríceps (Shultz et al., 2005).

Na **fase de desaceleração (balanço terminal)** o membro inferior desacelera, preparando-se para realizar o contato inicial com o solo (Vaughan, 2003; Loudon et al., 2008). Na marcha normal, o quadríceps e os músculos posteriores da coxa são ativos; pois é o quadríceps que controla a extensão do joelho e os posteriores de coxa controlam

a flexão do quadril. Começa com uma flexão de 25-30° no quadril, uma extensão do joelho e posição neutra do tornozelo, terminando quando o calcanhar volta a tocar no chão (Shultz et al., 2005).

3.8 Associação da osteoartrite no ciclo da marcha

O processo degenerativo das superfícies articulares em joelhos acometidos pela OA, principalmente em casos nos quais há a presença de desalinhamento dos componentes femoral e tibial, altera o padrão de distribuição das forças no ambiente intra-articular, essas alterações são consideradas importantes fatores de risco para a progressão da doença (Englund, 2010; Issa et al., 2012).

As modificações biomecânicas na marcha dos indivíduos com OA medial do joelho podem estar relacionadas à evolução da OA ou a mudanças adaptativas devido ao mau alinhamento que compromete a função do joelho (Cooke et al., 1987; Gök et al., 2002).

Recentes esforços têm sido concentrados na caracterização dos padrões e magnitudes dos picos e momentos de força no joelho, principalmente durante a fase de apoio. Tais pesquisas têm apontado as variações do momento adutor externo como importante variável relacionada com a progressão da doença e com a diferenciação entre joelhos saudáveis e patológicos (Foroughi et al.; Andriacchi et al., 2009).

A variável mais estudada nas avaliações biomecânicas do joelho durante a marcha é o momento adutor externo do fêmur como o principal preditor do carregamento do joelho (Shaw et al., 2004; Birmingham et al., 2007).

Borjesson et al. (2005) mostram que as variáveis espaço temporais da marcha são as que mais sofrem influência direta da gravidade da doença ou do tratamento aplicado.

No estudo de **Silva et al. (2012b)**, os resultados espaço-temporais da marcha dos pacientes com OA medial do joelho mostram aumento da fase de apoio, redução da velocidade da marcha em 27% e diminuição do tamanho da passada em 15% quando comparados com indivíduos sem alteração nos joelhos.

Mundermann et al. (2004) afirmaram que pacientes com OA reduzem a velocidade da marcha para redução do momento adutor e para diminuir a instabilidade.

A redução da velocidade pode ser justificada como mecanismo adaptativo e ou evolutivo que modifica o momento adutor do fêmur (**Shaw et al.; Mundermann et al., 2004; Silva et al., 2012b**).

Os indivíduos com OA medial do joelho têm um padrão de marcha em rotação externa predominante, representada tanto por seus elevados picos de ângulos de rotação externa, como pela mudança dos seus picos de rotação interna para rotação externa, mantendo valores próximos a 10° durante o pré-balanço (**Silva et al., 2012b**).

Apesar de algumas controvérsias sobre o papel exato de cada estrutura de partes moles responsável pela restrição a tendência de variação, e ao aumento do momento adutor do compartimento medial provocados pela descarga de peso durante a marcha nesses pacientes, **Loyd e Buchanan (1996)** descrevem o músculo quadríceps como restritor da tendência de variação e as consequências do carregamento provocados pelo momento adutor externo. Já os ligamentos têm a função de fornecer resistência ao momento adutor externo logo após o toque do calcanhar e durante o médio apoio da marcha, principalmente pelo complexo posterolateral e secundariamente pelo ligamento cruzado anterior (**Berchuck et al., 1990; Shelburne et al., 2005**).

Em comparação com indivíduos saudáveis, os resultados acerca dos parâmetros cinemáticos do joelho são, de maneira geral, conflitantes. As principais características observadas em indivíduos com OA incluem:

- Diminuição e atraso do pico de flexão na fase de oscilação (**Kaufman et al., 2001; Astephen et al., 2008**),
- Aumento da flexão na fase de apoio inicial (**Lewek et al., 2006; Nagano et al., 2012**),
- Menor translação no plano frontal (**Lewek et al., 2006; Nagano et al., 2012**),
- Redução da amplitude total do joelho no plano sagital (**Astephen e Deluzio, 2005; Deluzio e Astephen, 2007; Astephen et al., 2008; Zeni e Higginson, 2009; Kiss, 2011; Krauss et al., 2012**),
- Redução da extensão na subfase de apoio terminal (**Astephen et al., 2008**),
- Aumento da rigidez articular durante a subfase de recepção de carga (**Lewek et al., 2006; Zeni e Higginson, 2009**) e
- Redução na velocidade da marcha (**Deluzio e Astephen, 2007; Astephen et al., 2008; Foroughi et al., 2009; Kiss, 2011; Krauss et al.; Heijink et al., 2012**).

3.9 Avaliação cinética do ciclo da marcha

A análise clínica da marcha é uma ferramenta poderosa para a caracterização dos eventos biomecânicos dos segmentos corporais. A maior parte do conhecimento sobre o comportamento biomecânico das articulações durante a locomoção advém de experimentos baseados em sistemas optoeletrônicos em ambientes laboratoriais. Tais sistemas permitem o estudo simultâneo de várias características do movimento humano, incluindo deslocamentos angulares e lineares, padrões de distribuição de forças e momentos articulares, estudo dos níveis de ativação de músculos isolados ou em ação

sinérgica e, ainda, parâmetros espaço temporais (**Winter, 1995; Ornetti et al., 2010**).

A utilização de plataformas de força situadas em passarela de testes possibilita a detecção da direção e magnitude do vetor de força de reação vertical do solo que ocorrem nos membros inferiores durante os passos no ciclo da marcha. Essa informação permite a realização de cálculos de dinâmica inversa, que consideram o membro inferior como um sistema mecânico fechado. Essa estratégia é fundamental para o cálculo dos momentos e para a decomposição dos vetores de força que incidem sobre as articulações, de forma que a direção, sentido e magnitude dos componentes sejam obtidos e estudados (**Benedetti et al., 1998**).

Há vários tipos de plataforma, mas a estrutura não muda: uma placa sob a qual estão dispostos alguns sensores de força que podem ser tipo célula de carga ou piezoelétrico (**Freitas et al., 2005**).

A plataforma sempre deve estar calibrada para permitir uma medição adequada (**Cappello et al., 2004**) e deve ser afixada em superfície rígida e plana, de modo que sua superfície superior fique no mesmo nível do piso que os indivíduos andam, para evitar possíveis vibrações e deslocamento durante a aplicação da força. O ideal é que a fixação da plataforma seja na região central de um trajeto pré-estabelecido para evitar as acelerações e desacelerações do início e fim do movimento, respectivamente (**Barela e Duarte, 2011**).

Quando se aplica força sobre a plataforma, os sensores a detectam e os sinais são enviados para um condicionador de sinais, que realiza a amplificação e filtragem, e em seguida, transmitidos para um conversor A/D, para conversão de sinal analógico para digital, e então segue para um computador, que possui um software para gerenciar a aquisição dos dados (**Barela e Duarte, 2011**).

As variáveis analisadas pela plataforma são: componentes do vetor da força de

reação do solo e seus momentos e pelo centro de pressão, que é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte (**Durwart et al., 2001**).

4 MÉTODOS

4 MÉTODOS

4.1 Desenho do estudo

Trata-se de um estudo prospectivo e randomizado, sendo a pesquisa dividida em dois momentos de intervenção:

1. Descritivo: consistiu na análise radiográfica com e sem a órtese para observação do espaço articular.
2. Ensaio clínico randomizado: consistiu na análise da funcionalidade da órtese comparando dois grupos:
 - Grupo Órtese: utilizando a órtese valgizante por 2 meses;
 - Grupo Controle: sem utilização da órtese.

4.2 Cálculo da amostra

O cálculo da amostra foi realizado considerando que o estudo tenha poder de 80%, com erro do tipo I de 5% e como variável a hipótese de melhora em 30% no índice WOMAC e com uso de um desvio padrão de 15 pontos. Esse método foi escolhido por ser uma diferença minimamente relevante na melhora do quadro funcional do paciente (Matsuno et al., 1997; Draper et al., 2000; Birmingham et al., 2001; Beaudreuil et al., 2009; Page et al., 2011; Segal, 2012), por ser um dado encontrado na literatura (Kirkley et al., 1999; Mazzuca et al., 2004; Rannou et al., 2010) e pela experiência da pesquisadora.

Desta forma, foram necessários 25 pacientes em cada grupo para a realização do estudo.

4.3 Casuística

Foram avaliados 55 pacientes de ambos os gêneros, com idade de 60 a 75 anos, atendidos na rotina do Grupo do Joelho do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Universidade de São Paulo (IOT-HC-FMUSP). Os pacientes foram recrutados de novembro de 2015 a dezembro de 2017. Os pacientes, que preenchiam todos os critérios de inclusão, foram convidados a participar deste estudo, após consentimento e assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido do HCFMUSP (**ANEXO A**), aprovado pela Comissão de Ética e Pesquisa, protocolo número 1106/14 (**ANEXO B**). Todos os participantes foram orientados sobre os procedimentos da pesquisa. A pesquisa recebeu auxílio da Fapesp para a realização dos exames e compra das órteses (**ANEXO C**).

Os participantes foram selecionados de acordo com os critérios listados abaixo.

Os critérios de inclusão foram:

- a) Indivíduos com osteoartrite medial do joelho, determinada pela classificação de **Kellgren e Lawrence (1957)** nos graus de 1 a 3 na radiografia panorâmica;
- b) Deformidade em varo de até 10 graus na medida do eixo mecânico;
- c) Indivíduos de ambos os gêneros;
- d) Intervalo de idade de 60 a 75 anos;
- e) Indivíduos que não tivessem o procedimento cirúrgico como primeira opção de tratamento;

- f) Ausência de outro tipo de doença associada que acometesse os membros inferiores;
- g) Ausência de sequelas musculares, nervosas e /ou fraturas prévias nos membros inferiores;
- h) Ausência de distúrbio neurológico que promovesse alterações em manutenção de equilíbrio e marcha;
- i) Não ter utilizado órtese em momento anterior ao estudo;
- j) Indivíduos que aceitassem utilizar a órtese como forma de tratamento.

Critérios de exclusão:

- a) Incapacidade de realizar algum dos testes (isocinético ou plataforma de força);
- b) Indivíduos que não utilizaram a órtese por motivos de lesões de pele;
- c) Indivíduos que não compareceram nos retornos para as avaliações.

A triagem de acordo com os critérios de inclusão e exclusão foi realizada pelos médicos residentes do ambulatório do Grupo do Joelho do IOT (**ANEXO D**).

Setenta e sete pacientes foram selecionados e encaminhados para a pesquisadora, no período determinado, destes, doze indivíduos não compareceram para a realização da avaliação, dois já faziam uso de joelheira (órtese) e oito não aceitaram participar do estudo, ficando com a casuística de 55 indivíduos que preencheram todos os critérios de inclusão e aceitaram participar do estudo.

Os pacientes foram agrupados em dois grupos, de acordo com a randomização realizada pela enfermeira do Grupo do Joelho pelo site www.randomization.com para que não houvesse manipulação e interferência do pesquisador:

- Grupo órtese: utilizaram a órtese por 2 meses,

- Grupo controle: não utilizaram órtese.

Após o início dos grupos, uma paciente foi excluída por apresentar trombose e ficar hospitalizada não podendo comparecer na segunda avaliação, e três pacientes por perda de contato.

4.3.1 Descrição da população estudada

Foram estudadas duas amostras: Grupo Órtese (GO), constituído por 27 pacientes e Grupo Controle (GC), constituído por 24 pacientes com idade entre 60 e 75 anos.

A normalidade das variáveis foi verificada por meio de gráficos de probabilidade normal (Kutner et al., 2005).

Na **Tabela 1** são apresentados valores de média, desvio padrão e teste de hipótese de igualdade referente às características físicas dos pacientes.

Tabela 1 – Características físicas dos pacientes

	<i>Grupo Órtese</i>	<i>Grupo Controle</i>	<i>P</i>
Idade (anos)	65,74 (\pm 5,28)	64,88 (\pm 5,27)	0,562 †
Massa corpórea (kg)	73,08 (\pm 11,10)	76,34 (\pm 13,10)	0,347 †
Estatura (m ²)	1,96 (\pm 0,90)	1,60 (\pm 0,08)	0,755 †
Raça			
<i>Branca</i>	74,07 % (20)	70,83 % (17)	0,863 ††
<i>Negra</i>	7,40 % (2)	(0)	0,179 ††
<i>Parda</i>	7,40 % (2)	25 % (6)	0,179 ††
<i>Amarela</i>	11,11 % (3)	4,16 % (1)	0,179 ††
Gênero			
<i>Feminino</i>	81,48 % (22)	79,16 % (19)	0,771 ††
<i>Masculino</i>	18,52 % (5)	20,83 % (5)	0,871 ††
Lado acometido			
<i>Direito</i>	77,77 % (21)	62,5 % (15)	0,232 ††
<i>Esquerdo</i>	22,23 % (6)	37,5 % (9)	0,232 ††

† Teste t-Student, †† Teste Quiquadrado

4.4 Órtese Steel Joint®

A órtese utilizada foi a de modelo Brace M.D® (**Figura 1**) na categoria de órteses ortopédicas com as seguintes características técnicas:

- Joelheira articulada;
- Articulação policêntrica em duraluminio com regulagem de compressão medial e lateral;
- Fixada por 4 cintas combinadas;
- Peso: 350 a 500 gr (depende do tamanho);
- Durabilidade: garantia total por 1 ano.

A órtese possui as seguintes indicações conforme o fabricante:

- Esportes de alta intensidade;
- Reabilitação;
- Prevenção de lesões ligamentares simples e combinadas;
- Reabilitação de lesões de LCA, LCM, LCL e meniscos;
- Estabilização do joelho;
- Genu Varo e Genu Valgo;
- Osteoartrite;
- Condropatia;
- Condromalacia;
- Diminuição da carga axial no joelho.



Figura 1 – Órtese Steel Joint, modelo Brace MD[®]

A órtese possui um quadro de medidas padronizadas de membros sem alteração na numeração de P a XGG, de acordo com o quadro na página seguinte e com a forma de medida descrita que pode ser realizada pelo próprio paciente para aquisição da mesma.

Como mensurar o joelho: (informações contidas no site da empresa)

Utilizando uma fita métrica, marque o centro da patela. A medida é feita do centro da patela (joelho) em direção à coxa (superior ao joelho) com altura de 15 cm.

A outra medida é feita a partir do centro da patela em direção à perna (inferior ao joelho) com distância de 15 cm.

Anotar os valores na sequência: coxa e perna com unidade em centímetros.

No quadro, os valores dispostos correspondem à seguinte sequência: coxa: valor mínimo e valor máximo e perna: valor mínimo e valor máximo.

Quadro 1 – Medidas de referência de tamanho para as órteses Steel Joint modelo Brace MD®

Tamanho	Superior	Inferior
P	40 a 43	32 a 34
XP	44 a 47	35 a 37
M	48 a 51	38 a 40
XM	52 a 54	41 a 42
G	55 a 58	43 a 46
XG	59 a 62	47 a 50
GG	63 a 66	51 a 52
XGG	67 a 70	53 a 54

4.4.1 Componentes e materiais da órtese

- a. Suportes superior e inferior: material PEAD – polietileno, plástico de alta densidade que se molda a alta temperatura mas não quebra;
- b. Hastes e articulação: duralumínio de classificação T6351;
- c. Rebite para fixação – articulação parafusada;
- d. Tiras de fixação: velcro elástico;
- e. Forro: EVA siliconizado, próprio para utilização sobre a pele;
- f. Discos de adaptação: polietileno e EVA.

4.4.2 Procedimento de medida e utilização da órtese

Após a inclusão dos pacientes no estudo, os mesmos passaram por uma avaliação

com a pesquisadora no ambulatório do IOT HC FMUSP para mensuração do membro inferior para a confecção da órtese. Tais medições foram realizadas com a utilização de uma fita métrica e o paciente deitado em decúbito dorsal em uma maca.

Foram anotadas as seguintes medidas:

- Circunferência do joelho passando pelo centro da patela;
- Circunferência da coxa 15 e 20 cm acima do centro da patela;
- Circunferência da panturrilha 15 e 20 cm abaixo do centro da patela;
- Medida aparente do membro (da cicatriz umbilical até o maléolo medial);
- Medida real do membro (da espinha ilíaca anterossuperior até o maléolo medial).

Essas medidas foram solicitadas pelo fabricante das órteses da marca Steel Joint[®] que utiliza princípios biomecânicos de aplicação de forças e alavancas para confecção das mesmas. As órteses foram adaptadas às medidas de cada paciente independentemente do quadro de medidas padronizadas do fabricante. O tempo de fabricação e entrega das órteses foi de 15 dias.

As órteses possuem adaptações circulares em formato de discos (**Figura 2**) que foram confeccionados em diversas espessuras, inicialmente com 4, 8, e 12 mm que foram adaptadas (rosqueadas) entre a haste (articulação da órteses) e o côndilo femoral lateral do joelho para abertura do espaço articular (**Figura 3**); o tamanho dessa adaptação foi definido com a utilização de radiografia panorâmica com carga logo após a colocação da órtese para verificação da sua eficácia.

O EVA siliconizado apresenta desgaste quando exposto a compressões de grande intensidade, o que não é verificado nesse posicionamento das órteses.



Figura 2 – Modelos de discos para adaptação nas órteses
Fonte: arquivo pessoal da autora

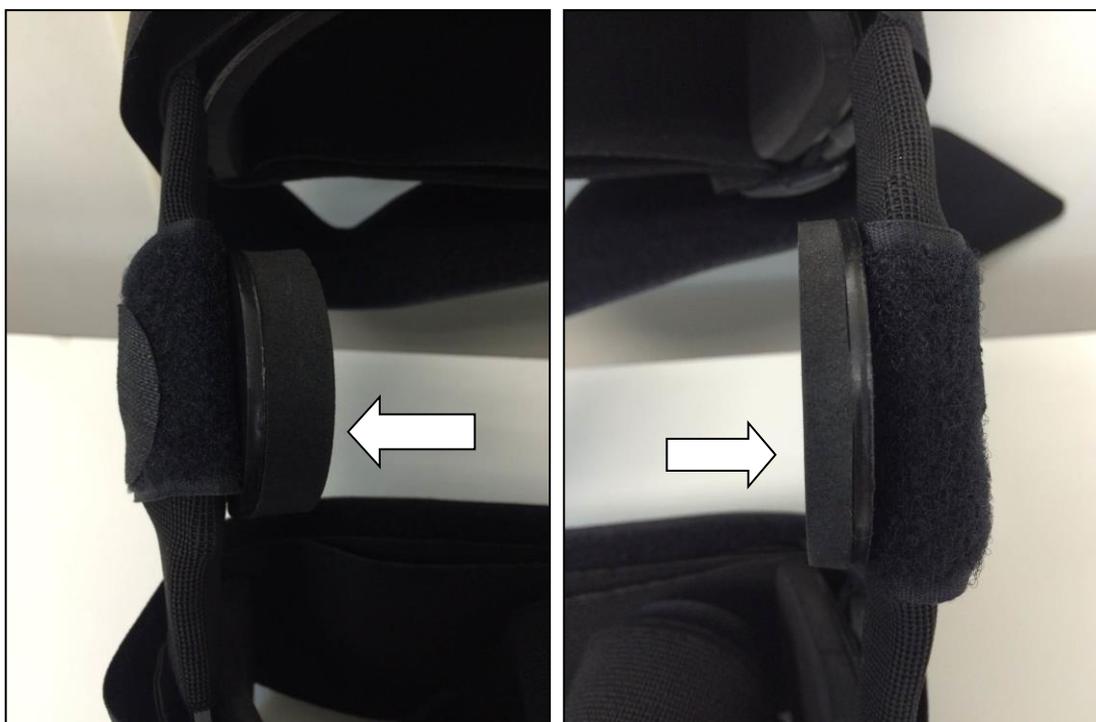


Figura 3 – Posicionamento dos discos de adaptação
Fonte: arquivo pessoal da autora

Os pacientes utilizaram a órtese por 2 meses durante o “tempo em que estiveram acordados” – no mínimo 6 horas por dia e, nesse período, foram orientados a fazer uma manutenção de suas atividades diárias e a anotá-las em um diário fornecido pela pesquisadora (**ANEXO E**). Os pacientes deveriam registrar no diário o tempo de uso da órtese, se utilizaram ou não medicação analgésica, atividades realizadas com a utilização da órtese e, caso não a usassem, deveriam relatar o motivo (bolhas, desconforto, dor) para que eventuais correções fossem feitas na primeira reavaliação.

A instabilidade do joelho foi verificada com a versão em português do questionário desenvolvido pela **Irrgang et al. (1998)**. Foi utilizada uma pergunta sobre o número de episódios durante a caminhada da percepção de sensações de deslocamento ou falseio, separadamente para o joelho direito e esquerdo. A pergunta foi a seguinte: “Quantas vezes você teve uma sensação de deslocamento ou falseio do joelho esquerdo / direito, enquanto caminhava? A ”Instabilidade do joelho autorreferida foi separada em nenhum episódio de instabilidade do joelho versus um ou mais episódios de instabilidade do joelho (**Knoop et al., 2014; van der Esch et al., 2016**).

A confiança no joelho foi avaliada utilizando uma escala de 5 pontos (nenhuma, pouca, moderada, muita e muitíssima) em resposta à pergunta feita ao paciente em relação a caminhada: "Quanto você se sente incomodado com a falta de confiança no seu joelho esquerdo / direito enquanto caminha? ”Este é um item único do **Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS)** com Validação em Português. A confiança no joelho foi separada e avaliada em falta (pouca, moderada, muita, ou muitíssima) versus completa (sem problemas em absoluto) confiança no joelho; semelhante ao realizado por **Cudejko et al. (2017)**.

Ainda foi perguntado aos pacientes se comprariam a joelheira caso não houvessem ganhado a mesma.

A colocação da órtese foi realizada com o paciente sentado em cadeira com o joelho flexionado, posicionando as articulações da órtese nos côndilos laterais do joelho, bem na linha articular e assim se fez a fixação com os velcros que circundam a perna do paciente.

Os pacientes foram ensinados a colocar e retirar a órtese pela fisioterapeuta e repetiram o processo 3 vezes para certificação do aprendizado do procedimento.

Os pacientes que não utilizaram a órtese foram avaliados pelo princípio de intenção de tratamento e aqueles que decidiram na primeira reavaliação que não a utilizariam mais foram considerados como falha de tratamento e os motivos foram analisados.

4.5 Procedimento de avaliação

Os pacientes do Grupo Órtese foram avaliados nos momentos:

1. Antes da colocação da órtese (aplicação de questionários Lequesne, WOMAC e EVA, avaliação isocinética, avaliação de equilíbrio e marcha com plataforma de força e avaliação radiográfica);
2. Imediatamente após colocação do órtese (avaliação de equilíbrio e marcha com plataforma de força e avaliação radiográfica);
3. 15 dias após a colocação da órtese para controle e verificação de uso correto (sem aplicação de testes e exames);
4. 2 meses após utilização da órtese (aplicação de questionários Lequesne, WOMAC e EVA, avaliação isocinética e avaliação de equilíbrio e marcha com plataforma de força com e sem órtese).

Os pacientes do Grupo Controle foram avaliados nos momentos:

1. Momento inicial (aplicação de questionários Lequesne, WOMAC e EVA, avaliação isocinética, avaliação de equilíbrio e marcha com plataforma de força);
2. Momento final, 2 meses após a primeira avaliação (aplicação de questionários Lequesne, WOMAC e EVA, avaliação isocinética e avaliação de equilíbrio e marcha com plataforma de força).

Sequência de realização dos exames:

Os exames de radiografia foram realizados no Setor de Radiologia do Hospital do Coração (HCor), no período da manhã, sempre as quartas-feiras, pelo mesmo técnico, e acompanhado da pesquisadora responsável para colocação da órtese.

Após 2 dias do exame de radiografia, no Laboratório de Estudos do Movimento do IOT do HCFMUSP foram realizados os exames na seguinte sequência:

Os questionários foram respondidos pelos próprios pacientes no momento da avaliação inicial, antes da realização dos exames.

A avaliação isocinética realizada no período da tarde, sempre pelo mesmo técnico responsável do setor.

O exame em plataforma de força para avaliação de equilíbrio e marcha foi realizado pela pesquisadora do trabalho com auxílio de um aluno de iniciação científica.

Os pacientes foram orientados a não praticar atividade física 24 horas antes da avaliação, deveriam utilizar roupa leve e flexível e alimentar-se com dieta leve duas horas antes dos testes.

4.5.1 Teste de força muscular

4.5.1.1 Instrumento

A dinamometria isocinética foi realizada após a avaliação na plataforma de força. Foi utilizado o dinamômetro isocinético modelo Biodex® Multi-joint System 3 (Biodex Medical Systems Inc, Shirley, NY, USA), por ser este um método fidedigno e reprodutível de avaliação muscular em pacientes idosas (**Aquino et al., 2002**).

Trinta minutos antes de cada avaliação foi feita a aferição da calibragem do aparelho, seguindo-se fielmente as normas exigidas pelo fabricante. O efeito da gravidade foi corrigido por um dispositivo próprio do dinamômetro (**Gross et al., 1990**).

4.5.1.2 Posicionamento

Os pacientes foram submetidos a um aquecimento, realizando caminhada dentro do laboratório por 5 minutos previamente à realização do teste.

Após o aquecimento, os pacientes foram sentados, com cintos posicionados no tórax, abdome, coxa e região acima do joelho do lado avaliado, visando a limitar seus movimentos compensatórios (**Figura 4**). Foram orientados a segurar nos apoios laterais da cadeira para melhorar a estabilização. Os pacientes receberam orientações sobre os procedimentos a serem realizados, através da descrição verbal das etapas da avaliação e da execução correta dos movimentos, realizando quantos movimentos submáximos fossem necessários para o aprendizado correto do exercício (variaram entre três e seis) (**Calmels et al., 1997**).

O teste foi iniciado pelo membro dominante, ficando o membro avaliado posicionado com o côndilo do fêmur (eixo do movimento da articulação do joelho) alinhado ao eixo mecânico do dinamômetro (Aquino et al., 2002). O membro, que não estava sendo avaliado, ficou alinhado com o outro membro. Após o teste com o membro dominante, os pacientes fizeram 60 segundos de repouso e repetiram o teste no membro não dominante.

Cada paciente executou quatro repetições válidas para cada teste, sendo dado apoio e encorajamento verbal durante todo o tempo de realização dos movimentos, numa tentativa de obter um maior rendimento muscular (Molczyk et al., 1991; Calmels et al., 1997).

Os testes foram realizados com movimentos concêntricos de flexão e extensão do joelho, partindo de 90° de flexão e atingindo 20° de extensão, na velocidade angular de 60°/s.



Figura 4 – Posicionamento no aparelho de avaliação isocinética
Fonte: arquivo pessoal da autora

4.5.1.3 Variável

Foi utilizado:

- Pico de torque flexor e extensor (o maior valor da força encontrado ao longo de todo o arco de movimento – medido em Newton x metro – N x m), nos seus valores absolutos.
- Trabalho total flexor e extensor (soma do trabalho realizado em todas as repetições – medido em Newton), nos seus valores absolutos.

4.5.2 Avaliação do equilíbrio

4.5.2.1 Instrumento

A avaliação do equilíbrio foi realizada em uma plataforma de força móvel, portátil que era ligada na corrente elétrica, 30 minutos antes de iniciar os testes, para aquecimento do equipamento, conforme recomendações do fabricante. Antes da primeira coleta do dia, era realizada uma coleta “teste” para calibração e verificação da existência de possíveis interferências e ruídos indesejáveis na aquisição dos dados.

Para análise do equilíbrio postural, foram medidas as forças de reação do solo e número de oscilações do corpo de cada paciente durante a aquisição. Os pacientes permaneciam sobre uma plataforma de força portátil (modelo AccuSway^{Plus}, marca Advanced Mechanical Technology Inc., AMTI, Watertown, Massachusetts), medindo 50 x 50 cm.

A principal grandeza física medida foi o centro de pressão (CP). As forças e

momentos registrados pela plataforma nas três direções (mediolateral – eixo X, anteroposterior – eixo Y e vertical – eixo Z) foram utilizados para calcular as posições do CP na direção mediolateral e a velocidade de oscilação do CP.

Para aquisição dos dados, a plataforma de força foi conectada a uma caixa de interface (PJB-101) para amplificação dos sinais, que era conectada a um computador por meio de um cabo RS-232. Os dados foram coletados e armazenados pelo *software* Balance Clinic[®], configurado para uma frequência de corte de 100 Hz com um filtro de quarta ordem tipo Butterworth, com uma frequência de corte de 10 Hz (Duarte e Freitas, 2010; Brech et al., 2011, 2016).

4.5.2.2 Posicionamento

Após orientação inicial sobre o teste, todos os pacientes descalços subiram na plataforma e adotaram uma base de apoio bipodálico, que foi utilizada durante os testes e que não passava da largura dos quadris. Para que a mesma base fosse reproduzida em todas as coletas, foi realizado o desenho dos pés na posição em que se encontravam na plataforma (em uma folha de papel fixada na plataforma com fita adesiva) e a marcação de quatro pontos específicos de cada pé, que correspondiam a: falange distal do hálux, cabeça do quinto metatarso, maléolo lateral e medial. Após a marcação, os pacientes desciam da plataforma. O avaliador, com o auxílio de um bastão próprio para esta finalidade, fornecido pelo fabricante, aplicava uma força de 10 lbs para registrar os oito pontos demarcados na folha de papel, para que o programa pudesse registrar a base de apoio.

Após a configuração da base de apoio, a plataforma era zerada, e os pacientes eram

orientados para subirem na plataforma em apoio bipodálico, conforme havia sido marcado na folha de papel. Foram orientados a permanecerem da forma mais estática possível, com os braços relaxados ao longo do corpo e fixando o olhar em um ponto predeterminado e demarcado, localizado a 1 metro de distância e na altura dos olhos (10 cm abaixo da estatura) (**Figura 5**). Após o posicionamento, era dado o comando verbal de início do teste, mas o teste efetivamente era iniciado após 5 segundos do comando, para descartar as primeiras oscilações decorrentes da adaptação postural. Cada medida durou 60 segundos.

Foram realizadas três medidas com os olhos abertos e três com os olhos fechados, com a órtese e sem a órtese. Depois de cada uma das medidas, os pacientes sentavam para evitar a fadiga.

Ao término de cada uma das medidas, os dados eram salvos no programa e era feita uma análise dos sinais. Antes de iniciar um novo teste, a plataforma era zerada novamente. Os resultados foram dados pela média aritmética dos três testes realizados em cada condição, processados no programa de análise Balance Clinic®.



Figura 5 – Posicionamento do paciente em plataforma móvel portátil para realização do teste de equilíbrio
Fonte: arquivo pessoal da autora

4.5.2.3 Variáveis

Os parâmetros estabilométricos analisados para olhos abertos e fechados foram:

- Amplitude média de deslocamento do CP no plano mediolateral (XSD), que é a raiz quadrática média dos deslocamentos do CP nessa direção, expressa em centímetros (cm).
- Amplitude média de deslocamento do CP no plano anteroposterior (YSD), que é a raiz quadrática média dos deslocamentos do CP nessa direção, expressa em centímetros (cm).

- Velocidade média resultante (VAvg), que é a velocidade média calculada pelo deslocamento total do CP em todas as direções pelo período, expressa em centímetros por segundo (cm/s).

4.5.3 Avaliação da marcha em plataforma fixa

4.5.3.1 Instrumento

A análise cinética da marcha foi realizada em uma plataforma de força fixa e no mesmo plano do piso do laboratório que era ligada 30 minutos antes de iniciar os testes para aquecimento do equipamento, conforme recomendações do fabricante. Antes da primeira coleta do dia, era realizada uma coleta “teste” para calibração e verificação dos parâmetros de amplificação, frequência e captação dos sinais para minimizar a existência de possíveis interferências e ruídos indesejáveis na aquisição dos dados.

A plataforma era coberta por um tapete preto para que os pacientes não soubessem em que posição se encontrava durante o trajeto percorrido.

Para análise da marcha foi medida a força de reação do solo aplicada no momento de apoio de carga da marcha no determinado membro durante o passo. Os pacientes realizavam a marcha em um percurso predeterminado de 2 metros no qual um dos pés realizava o passo sobre uma plataforma de força fixa (modelo OR6), marca Advanced Mechanical Technology Inc., AMTI, Watertown, Massachusetts), medindo 50 x 50 cm.

A principal grandeza física medida foi a força vertical de reação de solo e componentes do vetor da força, ambos representados por x, y e z, que correspondem às direções anteroposterior, mediolateral e vertical, respectivamente e pelo centro de

pressão, que é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte (**Durwart et al., 2001; Luna, 2010**).

Para aquisição dos dados, a plataforma de força fixa é conectada a um amplificador miniamp (modelo MAS-6) para amplificação dos sinais, que era conectado a um computador por meio de um cabo RS-232. Os dados foram coletados e armazenados pelo *software* Netforce AMTI® e analisados pelo *software* Bioanalysis AMTI®.

4.5.3.2 Posicionamento

Após orientação inicial sobre o teste, todos os pacientes devidamente calçados, foram instruídos a caminhar em velocidade confortável de marcha a uma distância predeterminada de 2 metros, durante o percurso deveriam pisar completamente com um dos pés na plataforma (situada a 1 metro do ponto inicial) e sem alterar o passo de forma significativa (**Grimston et al., 1993; Sasimontonkul et al., 2007**). Tal situação é chamada de experiência prática e indica o sucesso da aquisição (**Grimston et al., 1993; Crossley et al., 1999**).

Foram realizadas cinco experiências práticas para familiarização. Após essa sequência, foi indicado ao paciente o posicionamento inicial do qual partiria e a distância que deveria percorrer. No processo de familiarização, também foi observado qual dos pés era apoiado na plataforma quando ele iniciava com o membro inferior direito e quando iniciava com o membro inferior esquerdo.

Para o registro dos dados, foram realizadas dez experiências práticas sem a utilização da órtese, quantidade apropriada para avaliar os dados de força de reação de solo (**Bates et al., 1992**). Destas dez experiências, cinco foram realizadas com o membro

inferior direito e cinco com o esquerdo. A determinação de qual dos membros seria o primeiro, foi por sorteio.

Após essa coleta de dados foi solicitado ao paciente descansar por 5 minutos, colocar a órtese para a realização do teste com a mesma.

Todo o processo de registro foi monitorado pela pesquisadora e pela aluna de iniciação científica através da observação do passo e do gráfico emitido no computador, de modo que foram consideradas somente as aquisições que estavam de acordo com as características de uma experiência válida e descartadas as demais.

Ao término de cada uma das medidas, os dados eram salvos no programa e era feita uma análise dos sinais. Antes de iniciar um novo teste, a plataforma era zerada novamente. Os resultados foram dados pela média aritmética dos cinco testes realizados em cada condição, processados no programa de análise Bioanalysis AMTI®.

4.5.3.3 Variáveis

Os parâmetros analisados com e sem a utilização da órtese foram:

- HS: momento quando o calcanhar atinge o solo no início da fase de apoio, expresso em segundos;
- TO: momento quando o hálux desprende do chão no final da fase de apoio e começo da fase de balanço, expressa em segundos;
- ST: tempo total em segundos correspondente ao período em que o pé ficou em contato com o solo;
- FzMax: força máxima ao longo do eixo vertical, expressa em Newtons (N);
- FzMin: força mínima ao longo do eixo vertical, expressa em Newtons (N);

- FzAvg: média das forças ao longo do eixo vertical, expressa em Newtons.

4.5.4 Avaliação do espaço articular – radiografia

4.5.4.1 Instrumento

A radiografia panorâmica foi realizada com carga, com apoio bipodal, com e sem a órtese, no Serviço de Radiologia do HCor pelo mesmo técnico e acompanhado pela pesquisadora para colocação da órtese para garantir o correto posicionamento da mesma.

O equipamento de radiografia utilizado foi o Equipamento analógico, Modelo MULTIX B da Marca Siemens; ano de fabricação 2015.

As imagens foram armazenadas em arquivos digitais para que fosse possível realizar as medidas de forma precisa.

4.5.4.2 Posicionamento

O exame de radiografia foi realizado dois dias antes da realização dos outros exames. Nesse dia, foram colocados os discos de adaptação de diferentes tamanhos até o limite suportado pelo paciente para o uso contínuo da órtese.

O exame de radiografia panorâmica foi realizado primeiramente sem a órtese e depois com a órtese.

Para a realização do exame, o paciente foi posicionado em posição ortostática com os pés apontando para frente e com o peso do corpo igualmente distribuído em ambos os

membros inferiores; foi fornecido apoio para as mãos para que o paciente adquirisse estabilidade (**Figura 6**). Os membros foram alinhados e centralizados com o raio central, com a linha média da estativa e com o receptor de imagem; ajustando a altura do filme ao raio central. A incidência utilizada foi a anteroposterior. Foi fornecido apoio apenas para equilíbrio.

O raio central foi posicionado perpendicularmente na horizontal, incidindo sobre os membros inferiores emergindo no centro do filme; a distância do paciente do receptor de imagem foi de 2 metros e 70 cm; utilizando técnica de radiologia de acordo com peso e anatomia do paciente que variam de 77 kva a 96 kva. As radiografias foram entregues de forma digital com o devido tamanho e proporção de escala para análise.

As imagens dispõem de escala para aferição das medidas de forma precisa.

Ambos os membros inferiores foram incluídos na mesma exposição.



Figura 6 – Posicionamento do paciente para realização do exame de radiografia panorâmica

Fonte: arquivo pessoal da autora

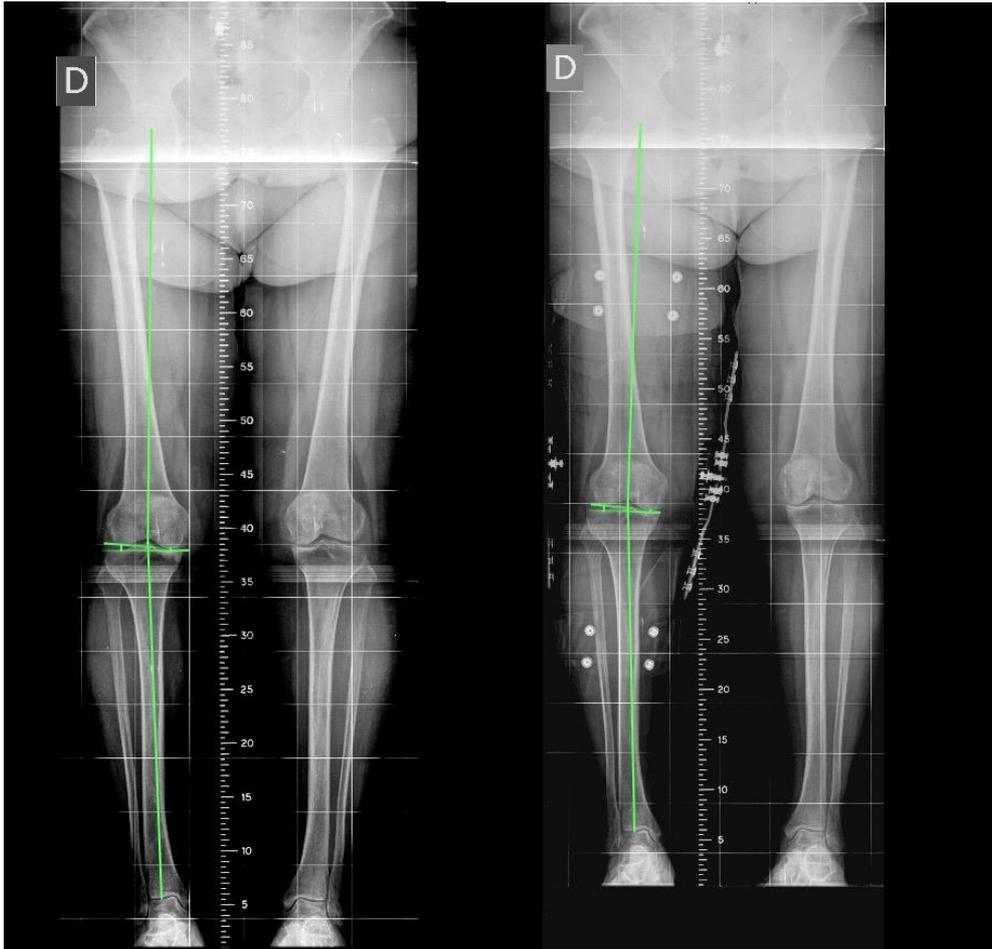


Figura 7 – Imagens da radiografia panorâmica com e sem a órtese
Fonte: arquivo pessoal da autora

4.5.4.3 Variáveis

As medidas foram realizadas por 2 médicos ortopedistas especialistas em joelho do Grupo de Joelho do IOT HCFMUSP.

As medidas foram analisadas com e sem a utilização da órtese foram:

- Altura do espaço articular medial: distância medida entre o ponto mais distal do côndilo medial femoral até o platô tibial medial.
- Altura do espaço articular lateral: distância medida entre o ponto mais distal do côndilo lateral femoral até o platô tibial lateral.

- Ângulo de abertura do espaço articular: ângulo formado entre a linha formada pelos pontos distais dos côndilos femorais e a linha formada pelos pontos dos platôs tibiais.
- Ângulo Quadril Joelho-Tornozelo (“hip-knee-ankle angle”): ângulo formado entre a linha que liga o centro da cabeça femoral ao centro da epífise femoral distal e outra linha que liga o centro da epífise distal do fêmur e o centro do tálus.

4.5.5 Questionários de avaliação subjetiva

4.5.5.1 Escala Visual Analógica (EVA) (*Visual Analogue Scale –VAS*)

A Escala visual analógica (EVA) foi desenvolvida há setenta anos e é a mais usada como instrumento de avaliação da dor.

A Escala visual analógica (EVA) proporciona uma medição simples e eficiente da intensidade da dor. Tem sido utilizada largamente na clínica e em laboratórios de investigação, quando se necessita de um índice rápido da dor e ao qual se pode assinalar um valor numérico (Souza e Hortense, 2004; Jensen et al., 2003).

Essa escala é um instrumento unidirecional para a avaliação da intensidade da dor, sendo importante para verificar a evolução do paciente durante o tratamento de forma mais fidedigna. Trata-se de uma linha com as extremidades numeradas de 0-10. Em uma extremidade da linha é marcada “nenhuma dor” e na outra “pior dor imaginável”. Quanto menor o valor mensurado, menos intensa é a dor referida pelo paciente.

Foi solicitado aos pacientes que marcassem na linha a dor presente naquele momento da avaliação.

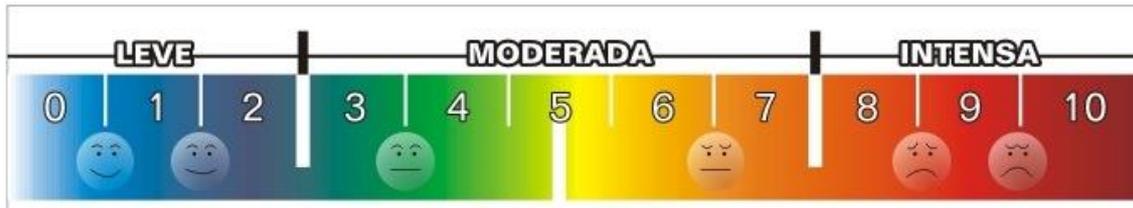


Figura 8 – Escala Visual Analógica
Fonte: Souza e Hortense, 2004

4.5.5.2 Questionário Algofuncional de Lesquesne

O questionário de Lequesne foi desenvolvido na França nos anos 1970 e publicado pela primeira vez em 1987 por **Lequesne et al.** Foi atualizado em 1997 e novamente revisado em 2003 por **Faucher et al.** e validado para a língua portuguesa por **Mark et al., em 2006.**

O questionário de Lequesne é um instrumento composto por 11 questões com objetivo de avaliar e pontuar atividades de vida diária, sendo seis questões sobre dor e desconforto (uma destas distintas para joelho e outra para quadril), uma sobre distância a caminhar e quatro distintas para quadril ou joelho sobre atividades de vida diária. As pontuações variam de 0 a 24 pontos, o escore final classifica os indivíduos da seguinte forma: pouco acometimento (1 a 4), moderada de (5 a 7), grave (8 a 10), muito grave (11 a 13) e extremamente grave (igual ou maior que 14).

4.5.5.3 WOMAC (Western Ontario McMaster Universities)

O questionário de WOMAC foi desenvolvido por **Bellamy et al., em 1988** e validado para a língua portuguesa por **Fernandes, em 2003.** Trata-se de um instrumento

amplamente utilizado em indivíduos com osteoartrite de quadril e joelhos. Tem como objetivo avaliar a dor, rigidez e função física no idoso.

O WOMAC é composto por 24 itens divididos em 3 subescalas:

1. Dor referida pelo paciente devido à osteoartrite (5 itens): durante a caminhada, usando escadas, na cama, sentado ou deitado, e em pé;
2. Rigidez referida pelo paciente nas últimas 72 horas (2 itens): após o primeiro despertar e no final do dia;
3. Função Física e habilidade de se movimentar e cuidar de si mesmo (17 itens): uso da escada, levantar da posição sentada, em pé, agachar, caminhar, entrar / sair de um carro, fazer compras, colocar / tirar meias, levantar da cama, deitar-se na cama, entrar / sair banho, sentado, tarefas domésticas pesadas, tarefas domésticas leves.

Os escores são somados para os itens de cada subescala, com possíveis variações: dor = 0-20, rigidez = 0-8, função física = 0-68. A pontuação total do WOMAC é criada pela soma dos itens das três subescalas.

O escore final classifica os sintomas e dificuldades dos indivíduos como: nenhum, leve, moderada, forte ou muito forte. Escores mais altos no WOMAC indicam pior dor, rigidez e limitações funcionais.

4.6 Análise estatística

Os dados foram coletados em softwares específicos dos instrumentos de coleta de biomecânica e exportados para uma planilha do Excel® for MAC. Após conferência na planilha de Excel®, os dados foram importados para o Software SPSS 23® for MAC.

Na análise da estatística descritiva, os dados contínuos foram descritos pelo valor da média, mediana e seu respectivo desvio padrão.

Cada variável composta de dados contínuos foi testada quanto a sua distribuição pelo teste de Shapiro-Wilk e descritas pela média e seu respectivo desvio padrão, quando adequado pela sua mediana. Os dados categóricos foram descritos pelo seu número absoluto e pela sua proporção de ocorrência.

A estatística inferencial teve como objetivo principal a comparação entre os grupos que fizeram uso ou não da órtese. A comparação entre os grupos foi realizada pelo teste t de student quando os dados tiveram distribuição normal, caso contrário, o teste de Mann-Whitney foi utilizado. Para testar a melhora ao longo do tempo, foi realizada uma comparação para medidas repetidas, teste t student pareado ou teste de Wilcoxon. Para comparações dos dados categóricos entre os grupos, foi utilizado o teste qui-quadrado ou o teste de Fischer.

As radiografias passaram por teste intra e interobservador e foi utilizado o teste de correlação intraclass para verificar a confiabilidade.

Foi considerado estatisticamente significativo quando o erro do tipo I foi menor ou igual a 5%.

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

5.1 Resultados das escalas subjetivas

A **Tabela 2** apresenta os valores das médias, medianas, desvios padrão e valor de p da Escala visual analógica (EVA) para dor nos períodos pré e pós nos dois grupos estudados, a diferença entre o período pós x pré e a comparação entre os períodos pré x pós nos dois grupos.

Tabela 2 – Médias, medianas, desvios padrão (DP) e valor de p da EVA no período pré e pós nos grupos estudados, diferença entre período pós x pré e a comparação entre os períodos nos dois grupos estudados

Período	Grupo controle (n = 24)	Grupo órtese (n = 27)	p
Pré	6,5 (6,5) ± 2,0	7,0 (7,0) ± 1,73	0,412
Pós	6,75 (7,0) ± 1,59	3,74 (4,0) ± 2,03	0,001*
Diff. Pós x Pré	0,25 (0,01) ± 0,89	-3,25 (-3,0) ± 2,04	0,001*
Pré x Pós	p = 0,186	p = 0,001*	

Legenda: média (mediana) ± desvio padrão; Diff = diferença

A **Tabela 3** apresenta os valores das médias, medianas, desvios padrão e valor de p do Índice Algofuncional de Lequesne nos períodos pré e pós nos dois grupos estudados, a diferença entre o período pós x pré e a comparação entre os períodos nos dois grupos.

Tabela 3 – Médias, medianas, desvios padrão (DP) e valor de p do Índice Algofuncional de Lequesne nos grupos estudados, diferença entre períodos pós x pré e a comparação entre os períodos nos dois grupos estudados

Período	Grupo controle (n = 24)	Grupo órtese (n = 27)	p
Pré	9,06 (9,25) ± 3,24	10,62 (11,50) ± 2,97	0,078
Pós	10,18 (10,00) ± 2,96	8,55 (8,50) ± 3,25	0,048*
Diff Pós x Pré	1,12 (1,00) ± 1,66	-2,07 (-1,50) ± 3,91	0,001*
Pré x Pós	p = 0,001*	p = 0,010*	

Legenda: média (mediana) ± desvio padrão; Diff = diferença

A **Tabela 4** apresenta os valores das médias, medianas, desvios padrão e valor de p do Índice WOMAC nos períodos pré e pós nos dois grupos estudados, a diferença entre o período pós x pré e a comparação entre os períodos nos dois grupos.

Tabela 4 – Médias, medianas, desvios padrão (DP) e valor de p do Índice WOMAC nos períodos pré e pós nos dois grupos estudados, diferença entre os períodos pós x pré e comparação entre os períodos nos dois grupos estudados

Período	Grupo controle (n = 24)	Grupo órtese (n = 27)	p
Pré	28,08 (24,50) ± 15,07	51,48 (53,00) ± 17,28	0,001*
Pós	31,50 (27,00) ± 14,04	24,37 (24,82) ± 13,84	0,165
Diff Pós x Pré	3,41 (4,00) ± 4,16	-26,11 (-31,00) ± 19,85	0,001*
Pré x Pós	p = 0,002*	p = 0,001*	

Legenda: média (mediana) ± desvio padrão; Diff = diferença

5.2 Resultados da avaliação radiográfica

A **Tabela 5** apresenta os valores das médias, valor mínimo e máximo, índice de correlação intraclasse e valor de p das variáveis mensuradas nas radiografias interexaminadores.

Tabela 5 – Médias, valor mínimo e máximo, índice de correlação intraclasse e valor de p das variáveis mensuradas na radiografia interexaminadores

Variáveis	Média	Mínimo	Máximo	Correlação intraclasse	p
Altura medial	2,54	2,50	2,58	0,877	0,001*
Altura lateral	5,68	5,65	5,70	0,748	0,001*
HKA	175,07	175,03	175,11	0,980	0,001*
HKA módulo desvio	4,92	4,88	4,96	0,980	0,001*
HKA desvio varo-valgo	-3,99	-4,15	-3,83	0,985	0,001*
Ângulo de abertura	3,54	3,50	3,59	0,928	0,001*

Legenda: HKA – hip knee angle

A **Tabela 6** apresenta os valores das médias, medianas, desvios padrão e valor de p (comparação entre pré x pós de cada avaliador) das variáveis mensuradas nas radiografias pelos dois avaliadores e do resultado interexaminador retirado da média das medições de cada avaliador, nos períodos sem a órtese (pré) e com a órtese (pós) nos 27 pacientes (n = 27).

Tabela 6 – Médias, medianas, desvios padrão e valor de p das variáveis mensuradas nas radiografias pelos dois avaliadores e do resultado interexaminador retirado da média das medições de cada avaliador nos períodos pré e pós (n = 27)

Variáveis	Avaliador 1	Avaliador 2	Diff aval 1 x aval 2
Altura medial			
Pré	2,56 (2,43) ± 1,15	2,65 (2,48) ± 1,21	3,59 (3,19) ± 1,90
Pós	2,44 (2,47) ± 1,22	2,51 (2,29) ± 1,32	3,78 (3,32) ± 1,89
p	0,440	0,347	0,049*
Altura lateral			
Pré	5,56 (5,04) ± 1,88	5,71 (4,98) ± 2,15	5,64 (5,04) ± 1,98
Pós	5,75 (5,09) ± 2,06	5,68 (5,03) ± 2,44	5,71 (5,06) ± 2,03
p	0,559	0,191	0,485
HKA			
Pré	175,20 (176,77) ± 3,76	174,99 (176,14) ± 3,56	175,10 (176,55) ± 3,65
Pós	175,03 (176,00) ± 3,71	175,06 (176,00) ± 3,59	175,04 (176,19) ± 3,63
p	0,684	0,416	0,889
HKA modulo desvio			
Pré	4,79 (3,22) ± 3,76	5,00 (3,85) ± 3,56	4,90 (3,44) ± 3,65
Pós	4,96 (4,00) ± 3,71	4,93 (3,99) ± 3,59	4,95 (3,80) ± 3,63
p	0,684	0,416	0,889
HKA desvio varo-valgo			
Pré	-4,23 (-2,69) ± 4,40	-3,87 (-3,54) ± 4,81	-4,05 (-3,12) ± 4,59
Pós	-4,07 (-3,72) ± 4,71	-3,80 (-3,61) ± 4,81	-3,93 (-3,72) ± 4,75
p	0,408	0,710	0,503
Ângulo de abertura			
Pré	3,56 (3,19) ± 2,35	3,45 (3,29) ± 2,36	3,50 (3,32) ± 2,32
Pós	3,43 (2,90) ± 2,62	3,74 (3,11) ± 2,53	3,59 (3,04) ± 2,53
p	0,402	0,041*	0,770

Legenda: HKA – hip knee angle; média (mediana) ± desvio padrão

5.3 Resultados da avaliação isocinética

A **Tabela 7** apresenta os valores das médias, medianas, desvios padrão e valor de p da variável torque flexor mensurada na avaliação isocinética nos períodos pré e pós nos dois grupos estudados, a diferença entre os períodos pós x pré e comparação entre os períodos nos dois grupos estudados e os lados acometido e não acometido.

Tabela 7 - Médias, medianas, desvios padrão (DP) e valor de p do Torque Flexor nos períodos pré e pós nos dois grupos estudados, diferença entre os períodos pós x pré e comparação entre os períodos nos dois grupos estudados e lados acometido e não acometido

Lado	Período	Grupo controle (n = 24)	Grupo órtese (n = 27)	p
Acometido	Pré	35,59 (35,00) ± 16,93	28,99 (26,80) ± 15,05	0,147
	Pós	35,33 (32,80) ± 19,05	41,83 (37,10) ± 17,62	0,212
	Diff Pós x Pré	-0,25 (-0,65) ± 5,71	12,84 (12,00) ± 13,35	0,001*
	Pré x Pós	p = 0,875	p = 0,001*	
Não Acometido	Pré	80,93 (77,90) ± 33,35	67,55 (60,40) ± 32,16	0,152
	Pós	81,17 (73,40) ± 31,00	79,57 (72,70) ± 29,26	0,850
	Diff Pós x Pré	0,24 (-1,50) ± 8,19	12,01 (8,00) ± 20,08	0,010*
	Pré x Pós	p = 0,130	p = 0,006*	

Legenda: média (mediana) ± desvio padrão; Diff = diferença

A **Tabela 8** apresenta os valores das médias, medianas, desvios padrão e valor de p da variável torque extensor mensurada na avaliação isocinética nos períodos pré e pós nos dois grupos estudados, a diferença entre os períodos pós x pré e a comparação entre os períodos nos dois grupos estudados e os lados acometido e não acometido.

Tabela 8 – Médias, medianas, desvios padrão (DP) e valor de p do Torque Extensor nos períodos pré e pós nos dois grupos estudados, diferença entre os períodos pós x pré e comparação entre os períodos nos dois grupos estudados e lados acometido e não acometido

Lado	Período	Grupo controle (n = 24)	Grupo órtese (n = 27)	p
Acometido	Pré	74,78 (74,50) ± 33,80	57,92 (54,30) ± 23,15	0,031*
	Pós	73,85 (71,00) ± 32,70	77,78 (78,90) ± 24,34	0,626
	Diff Pós x Pré	-0,92 (-1,80) ± 8,89	19,85 (17,60) ± 18,95	0,001*
	Pré x Pós	p = 0,615	p = 0,001*	
Não Acometido	Pré	38,50 (40,20) ± 18,24	33,05 (33,20) ± 16,76	0,271
	Pós	39,67 (40,60) ± 18,20	40,00 (36,20) ± 13,76	0,942
	Diff Pós x Pré	1,16 (1,25) ± 4,35	6,94 (8,00) ± 12,44	0,036*
	Pré x Pós	p = 0,880	p = 0,005*	

Legenda: média (mediana) ± desvio padrão; Diff = diferença

A **Tabela 9** apresenta os valores das médias, medianas, desvios padrão e valor de p da variável trabalho total flexor mensurada na avaliação isocinética nos períodos pré e pós nos dois grupos estudados, a diferença entre os períodos pós x pré e a comparação entre os períodos nos dois grupos estudados e os lados acometido e não acometido.

Tabela 9 - Médias, medianas, desvios padrão (DP) e valor de p do Trabalho Total Flexor nos períodos pré e pós nos dois grupos estudados, diferença entre os períodos pós x pré e comparação entre os períodos nos dois grupos estudados e lados acometido e não acometido

Lado	Período	Grupo controle (n = 24)	Grupo órtese (n = 27)	p
Acometido	Pré	138,94 (131,15) ± 79,36	130,88 (114,80) ± 92,75	0,533
	Pós	139,14 (130,80) ± 89,32	168,62 (158,00) ± 88,52	0,180
	Diff Pós x Pré	0,20 (-1,05) ± 32,09	37,74 (31,80) ± 70,25	0,020*
	Pré x Pós	p = 0,786	p = 0,010*	
Não Acometido	Pré	156,20 (153,70) ± 79,51	141,51 (111,40) ± 90,38	0,543
	Pós	157,71 (150,75) ± 80,86	161,50 (154,50) ± 72,06	0,860
	Diff Pós x Pré	1,51 (-0,40) ± 23,47	19,98 (18,30) ± 71,14	0,032*
	Pré x Pós	p = 0,755	p = 0,156	

Legenda: média (mediana) ± desvio padrão; Diff = diferença

A **Tabela 10** apresenta os valores das médias, medianas, desvios padrão e valor de p da variável trabalho total extensor mensurada na avaliação isocinética nos períodos pré e pós nos dois grupos estudados, a diferença entre os períodos pós x pré e a comparação entre os períodos nos dois grupos estudados e os lados acometido e não acometido.

Tabela 10 - Médias, medianas, desvios padrão (DP) e valor de p do Trabalho Total Extensor nos períodos pré e pós nos dois grupos estudados, diferença entre os períodos pós x pré e comparação entre os períodos nos dois grupos estudados e lados acometido e não acometido

Lado	Período	Grupo controle (n = 24)	Grupo órtese (n = 27)	p
Acometido	Pré	277,12 (253,35) ± 137,56	258,15 (218,50) ± 114,63	0,385
	Pós	274,11 (278,55) ± 133,59	296,45 (289,30) ± 104,60	0,507
	Diff Pós x Pré	-3,01 (-5,30) ± 37,63	38,29 (46,40) ± 93,35	0,002*
	Pré x Pós	p = 0,699	p = 0,043*	
Não Acometido	Pré	306,39 (297,95) ± 130,99	286,99 (286,90) ± 132,60	0,602
	Pós	291,46 (275,80) ± 114,95	319,17 (314,50) ± 131,89	0,430
	Diff Pós x Pré	-14,93 (-8,95) ± 43,87	32,17 (39,50) ± 89,34	0,002*
	Pré x Pós	p = 0,109	p = 0,073	

Legenda: média (mediana) ± desvio padrão; Diff = diferença

5.4 Resultados da avaliação plataforma de força fixa – marcha

Os resultados das variáveis mensuradas na avaliação da marcha com a plataforma fixa são descritos nos seguintes momentos:

- Lado acometido do grupo órtese pré sem órtese (acom pré sem);
- Lado acometido do grupo órtese pós sem órtese (acom pós sem);
- Lado não acometido do grupo órtese pré sem órtese (não acom pré sem);
- Lado não acometido do grupo órtese pós sem órtese (não acom pós sem);
- Lado acometido com órtese no período pré x lado acometido do grupo controle (acom pré GO com x GC sem);
- Lado acometido com órtese no período pós x lado acometido do grupo controle (acom pós GO com x GC sem);
- Diferença Pós – Pré do lado acometido do grupo órtese com x grupo controle sem (Diff pós-pré acom GO com x GC sem).

A **Tabela 11** apresenta os valores das médias, medianas, desvios padrão e valor de p da variável HS mensurada na avaliação da marcha com a plataforma de força fixa nos momentos descritos de acordo com o grupo, lado, período e utilização da órtese.

Tabela 11 - Médias, medianas, desvios padrão (DP) e valor de p da variável HS nos momentos descritos de acordo com o grupo, lado, período e utilização da órtese

Momento	Grupo controle (n = 24)	Grupo órtese (n = 27)	p
Acom Pré sem	17,74 (15,11) ± 9,06	15,40 (15,45) ± 0,72	0,336
Acom Pós sem	19,04 (15,11) ± 10,89	16,46 (15,52) ± 4,10	0,234
Não Acom Pré sem	17,79 (14,79) ± 9,37	15,08 (15,22) ± 0,77	0,850
Não Acom Pós sem	17,57 (14,81) ± 9,19	15,73 (15,34) ± 1,48	0,079
Acom Pré GO com x GC sem	17,74 (15,11) ± 9,06	15,51 (15,60) ± 0,82	0,227
Acom Pós GO com x GC sem	19,04 (15,11) ± 10,89	17,68 (15,36) ± 6,73	0,546
Diff Pós-pré Acom GO com x GC sem	1,29 (-0,08) ± 11,57	2,17 (0,06) ± 6,48	0,955

Legenda: média (mediana) ± desvio padrão; Diff = diferença; GO = grupo órtese; GC = grupo controle; acom = acometido

A **Tabela 12** apresenta os valores das médias, medianas, desvios padrão e valor de p da variável TO mensurada na avaliação da marcha com a plataforma de força fixa nos momentos descritos de acordo com o grupo, lado, período e utilização da órtese.

Tabela 12 - Médias, medianas, desvios padrão (DP) e valor de p da variável TO nos momentos descritos de acordo com o grupo, lado, período e utilização da órtese

Momento	Grupo controle (n = 24)	Grupo órtese (n = 27)	p
Acom Pré sem	5,95 (5,79) ± 0,94	6,15 (6,18) ± 0,82	0,421
Acom Pós sem	6,00 (5,80) ± 1,18	6,69 (6,44) ± 1,52	0,089
Não Acom Pré sem	6,01 (5,54) ± 1,26	6,16 (6,14) ± 0,96	0,206
Não Acom Pós sem	5,79 (5,53) ± 1,02	6,71 (6,49) ± 1,43	0,005*
Acom Pré GO com x GC sem	5,95 (5,79) ± 0,94	6,21 (6,38) ± 0,93	0,355
Acom Pós GO com x GC sem	6,00 (5,80) ± 1,18	6,68 (6,12) ± 1,45	0,083
Diff Pós-pré Acom GO com x GC sem	0,04 (-0,02) ± 1,02	0,47 (0,23) ± 1,50	0,385

Legenda: média (mediana) ± desvio padrão; Diff = diferença; GO = grupo órtese; GC = grupo controle; acom = acometido

A **Tabela 13** apresenta os valores das médias, medianas, desvios padrão e valor de p da variável ST mensurada na avaliação da marcha com a plataforma de força fixa nos momentos descritos de acordo com o grupo, lado, período e utilização da órtese.

Tabela 13 - Médias, medianas, desvios padrão (DP) e valor de p da variável ST nos momentos descritos de acordo com o grupo, lado, período e utilização da órtese

Momento	Grupo controle (n = 24)	Grupo órtese (n = 27)	p
Acom Pré sem	0,78 (0,69) ± 0,06	0,68 (0,70) ± 0,18	0,907
Acom Pós sem	0,70 (0,69) ± 0,06	0,78 (0,73) ± 0,25	0,154
Não Acom Pré sem	0,71 (0,68) ± 0,06	0,70 (0,72) ± 0,12	0,777
Não Acom Pós sem	0,71 (0,69) ± 0,07	0,75 (0,74) ± 0,08	0,138
Acom Pré GO com x GC sem	0,70 (0,69) ± 0,06	0,72 (0,71) ± 0,18	0,119
Acom Pós GO com x GC sem	0,70 (5,69) ± 0,06	0,77 (0,73) ± 0,11	0,030*
Diff Pós-pré Acom GO com x GC sem	0,001 (-0,003) ± 0,04	0,01 (0,02) ± 0,06	0,167

Legenda: média (mediana) ± desvio padrão; Diff = diferença; GO = grupo órtese; GC = grupo controle; acom = acometido

A **Tabela 14** apresenta os valores das médias, medianas, desvios padrão e valor de p da variável FzMáx mensurada na avaliação da marcha com a plataforma de força fixa nos momentos descritos de acordo com o grupo, lado, período e utilização da órtese.

Tabela 14 – Médias, medianas, desvios padrão (DP) e valor de p da variável FzMáx nos momentos descritos de acordo com o grupo, lado, período e utilização da órtese

Momento	Grupo controle (n = 24)	Grupo órtese (n = 27)	p
Acom Pré sem	775,81 (773,82) ± 139,46	686,70 (706,96) ± 220,68	0,220
Acom Pós sem	775,14 (783,44) ± 138,42	782,96 (751,50) ± 154,37	0,849
Não Acom Pré sem	789,42 (797,42) ± 137,96	714,17 (728,68) ± 217,81	0,153
Não Acom Pós sem	790,28 (783,67) ± 150,71	778,09 (725,93) ± 157,96	0,780
Acom Pré GO com x GC sem	775,81 (773,82) ± 139,46	693,30 (724,28) ± 262,42	0,473
Acom Pós GO com x GC sem	775,14 (783,44) ± 138,42	779,09 (752,93) ± 157,96	0,089
Diff Pós-pré Acom GO com x GC sem	775,14 (783,44) ± 138,42	779,09 (752,33) ± 148,21	0,110

Legenda: média (mediana) ± desvio padrão; Diff = diferença; GO = grupo órtese; GC = grupo controle; acom = acometido

A **Tabela 15** apresenta os valores das médias, medianas, desvios padrão e valor de p da variável FzMin mensurada na avaliação da marcha com a plataforma de força fixa nos momentos descritos de acordo com o grupo, lado, período e utilização da órtese.

Tabela 15 - Médias, medianas, desvios padrão (DP) e valor de p da variável FzMin nos momentos descritos de acordo com o grupo, lado, período e utilização da órtese

Momento	Grupo controle (n = 24)	Grupo órtese (n = 27)	p
Acom Pré sem	775,77 (749,07) ± 133,56	184,80 (192,80) ± 63,33	0,001*
Acom Pós sem	750,98 (745,86) ± 139,48	204,52 (210,67) ± 61,81	0,001*
Não Acom Pré sem	766,07 (755,95) ± 132,59	198,16 (192,48) ± 82,04	0,001*
Não Acom Pós sem	762,74 (747,01) ± 138,80	204,12 (206,98) ± 61,23	0,001*
Acom Pré GO com x GC sem	755,77 (749,07) ± 133,56	181,11 (185,17) ± 77,58	0,001*
Acom Pós GO com x GC sem	750,98 (745,86) ± 139,48	212,34 (208,14) ± 56,72	0,001*
Diff Pós-pré Acom GO com x GC sem	750,98 (745,86) ± 139,48	212,34 (208,14) ± 56,72	0,019*

Legenda: média (mediana) ± desvio padrão; Diff = diferença; GO = grupo órtese; GC = grupo controle; acom = acometido

A **Tabela 16** apresenta os valores das médias, medianas, desvios padrão e valor de p da variável FzAvg mensurada na avaliação da marcha com a plataforma de força fixa nos momentos descritos de acordo com o grupo, lado, período e utilização da órtese.

Tabela 16 - Médias, medianas, desvios padrão (DP) e valor de p da variável FzAvg nos momentos descritos de acordo com o grupo, lado, período e utilização da órtese

Momento	Grupo controle (n = 24)	Grupo órtese (n = 27)	p
Acom Pré sem	578,34 (574,46) ± 97,65	508,42 (535,20) ± 165,25	0,060
Acom Pós sem	572,48 (571,09) ± 99,75	578,73 (558,03) ± 115,54	0,830
Não Acom Pré sem	585,31 (587,65) ± 95,14	522,02 (535,63) ± 165,48	0,106
Não Acom Pós sem	583,44 (585,81) ± 101,55	576,54 (553,53) ± 113,36	0,821
Acom Pré GO com x GC sem	578,34 (574,46) ± 97,65	534,26 (541,36) ± 169,68	0,497
Acom Pós GO com x GC sem	572,48 (571,09) ± 99,75	578,64 (553,61) ± 111,43	0,837
Diff Pós-pré Acom GO com x GC sem	-5,86 (-1,36) ± 15,96	44,38 (0,51) ± 168,39	0,266

Legenda: média (mediana) ± desvio padrão; Diff = diferença; GO = grupo órtese; GC = grupo controle; acom = acometido

5.5 Resultados da avaliação plataforma de força móvel – equilíbrio

A **Tabela 17** apresenta os valores das médias, medianas, desvios padrão e valor de p das variáveis XSD, YSD e VAg obtidas na avaliação do equilíbrio em plataforma de força móvel considerando o efeito olhos abertos x olhos fechados sem a utilização da órtese, caracterizando assim um grupo puro em relação ao efeito de olhos abertos e fechados, nos períodos pré e pós nos pacientes estudados N = 51.

Tabela 17 – Médias, medianas, desvios padrão (DP) e valor de p das variáveis XSD, YSD e VAg considerando o efeito olhos abertos x olhos fechados sem a utilização da órtese nos períodos pré x pós

Variável / Período	Olhos abertos	Olhos fechados	p
XSD			
Pré	0,31 (0,30) ± 0,13	0,39 (0,33) ± 0,21	0,001*
Pós	0,30 (0,23) ± 0,19	0,32 (0,28) ± 0,21	0,204
YSO			
Pré	0,48 (0,40) ± 0,30	0,57 (0,49) ± 0,27	0,001*
Pós	0,49 (0,43) ± 0,16	0,54 (0,50) ± 0,22	0,001*
VAg			
Pré	1,02 (0,84) ± 0,39	1,36 (1,23) ± 0,48	0,001*
Pós	1,48 (0,93) ± 1,37	1,74 (1,22) ± 1,47	0,003*

Legenda: média (mediana) ± desvio padrão; XSD = amplitude média do deslocamento do centro de pressão no plano mediolateral; YSD = amplitude média do deslocamento do centro de pressão no plano anteroposterior; VAg = velocidade média resultante

A **Tabela 18** apresenta os valores das médias, medianas, desvios padrão e valor de p das variáveis XSD, YSD e VAg obtidas na avaliação do equilíbrio em plataforma de força móvel, considerando o efeito de utilização da órtese nos períodos pré e pós utilização nos pacientes do Grupo Órtese N = 27, os dados foram coletados sem a órtese.

Tabela 18 - Médias, medianas, desvios padrão (DP) e valor de p das variáveis XSD, YSD e VAvg considerando o efeito utilização da órtese nos períodos pré x pós, sem a órtese

Variável	Pré	Pós	p
XSD			
Olhos abertos	0,34 (0,32) ± 0,14	0,33 (0,31) ± 0,16	0,548
Olhos fechados	0,39 (0,34) ± 0,19	0,35 (0,31) ± 0,23	0,156
YSD			
Olhos abertos	0,49 (0,42) ± 0,25	0,47 (0,40) ± 0,21	0,619
Olhos fechados	0,56 (0,53) ± 0,24	0,56 (0,49) ± 0,33	0,719
VAvg			
Olhos abertos	1,08 (0,92) ± 0,48	1,43 (0,90) ± 1,22	0,792
Olhos fechados	1,46 (1,26) ± 0,55	2,40 (1,30) ± 3,20	0,532

Legenda: média (mediana) ± desvio padrão; XSD = amplitude media do deslocamento do centro de pressão no plano mediolateral; YSD = amplitude media do deslocamento do centro de pressão no plano anteroposterior; VAvg = velocidade media resultante

A **Tabela 19** apresenta os valores das médias, medianas, desvios padrão e valor de p das variáveis XSD, YSD e VAvg obtidas na avaliação do equilíbrio em plataforma de força móvel considerando o efeito da utilização da órtese nos períodos pré e pós utilização nos pacientes do Grupo Órtese N = 27, os dados foram coletados com a órtese.

Tabela 19 – Médias, medianas, desvios padrão (DP) e valor de p das variáveis XSD, YSD e VAvg considerando o efeito utilização da órtese nos períodos pré x pós, com a órtese

Variável	Pré	Pós	p
XSD			
Olhos abertos	0,34 (0,29) ± 0,16	0,32 (0,30) ± 0,12	0,307
Olhos fechados	0,36 (0,33) ± 0,17	0,33 (0,32) ± 0,13	0,171
YSD			
Olhos abertos	0,48 (0,40) ± 0,30	0,49 (0,43) ± 0,16	0,254
Olhos fechados	0,57 (0,49) ± 0,27	0,54 (0,50) ± 0,22	0,331
VAvg			
Olhos abertos	1,02 (0,84) ± 0,39	1,48 (0,93) ± 1,37	0,230
Olhos fechados	1,36 (1,23) ± 0,48	1,74 (1,22) ± 1,47	0,719

Legenda: média (mediana) ± desvio padrão; XSD = amplitude média do deslocamento do centro de pressão no plano mediolateral; YSD = amplitude média do deslocamento do centro de pressão no plano anteroposterior; VAvg = velocidade média resultante

A **Tabela 20** apresenta os valores das médias, medianas, desvios padrão e valor de p das variáveis XSD, YSD e VAvg obtidas na avaliação do equilíbrio em plataforma de força móvel, considerando o efeito do grupo controle x grupo órtese, utilizando dados da diferença entre o período pós menos o pré utilizado nos pacientes estudados, os dados foram coletados sem a órtese.

Tabela 20 – Médias, medianas, desvios padrão (DP) e valor de p das variáveis XSD, YSD e VAvg considerando o efeito do grupo utilizando dados da diferença entre os pós menos o pré, dados coletados sem a órtese

Variável	Grupo Controle	Grupo Órtese	p
Diff XSD Pós - Pré			
Olhos abertos	-0,02 (-0,07) ± 0,21	-0,008 (-0,01) ± 0,14	0,291
Olhos fechados	-0,11 (-0,15) ± 0,26	-0,03 (-0,05) ± 0,21	0,117
Diff YSD Pós – Pré			
Olhos abertos	-0,08 (-0,11) ± 0,14	-0,01 (-0,008) ± 0,18	0,193
Olhos fechados	-0,12 (-0,08) ± 0,25	-0,004 (0,009) ± 0,17	0,180
Diff VAvg Pós - Pré			
Olhos abertos	-0,01 (-0,07) ± 0,24	0,35 (0,04) ± 1,25	0,692
Olhos fechados	-0,19 (-0,33) ± 0,56	0,94 (0,02) ± 3,29	0,134

Legenda: média (mediana) ± desvio padrão; XSD = amplitude média do deslocamento do centro de pressão no plano mediolateral; YSD = amplitude média do deslocamento do centro de pressão no plano anteroposterior; VAvg = velocidade média resultante

A **Tabela 21** apresenta os valores das médias, medianas, desvios padrão e valor de p das variáveis XSD, YSD e VAg obtidas na avaliação do equilíbrio em plataforma de força móvel, considerando o efeito da utilização da órtese, utilizando dados da diferença entre os dois períodos do Grupo Controle versus os dados do Grupo Órtese da diferença pós com órtese menos os dados pré sem órtese nos pacientes estudados; observado o efeito do tempo de utilização da órtese mais o efeito do uso na hora da medida, caracterizando o maior efeito da utilização da mesma.

Tabela 21 – Médias, medianas, desvios padrão (DP) e valor de p das variáveis XSD, YSD e VAvg considerando o efeito do grupo utilizando dados da diferença entre os dois períodos do Grupo Controle versus os dados do Grupo Órtese da diferença pós com órtese menos os dados pré sem órtese

Variável	Grupo Controle	Grupo Órtese	p
XSD			
Olhos abertos	-0,02 (-0,07) ± 0,21	-0,02 (-0,006) ± 0,14	0,439
Olhos fechados	-0,11 (-0,15) ± 0,26	-0,06 (-0,05) ± 0,17	0,146
YSD			
Olhos abertos	-0,08 (-0,11) ± 0,14	-0,002 (0,01) ± 0,17	0,085
Olhos fechados	-0,12 (-0,08) ± 0,25	-0,02 (-0,02) ± 0,12	0,061
VAvg			
Olhos abertos	-0,01 (-0,07) ± 0,24	0,39 (0,01) ± 1,43	0,401
Olhos fechados	-0,19 (-0,33) ± 0,56	0,27 (-0,15) ± 1,50	0,571

Legenda: média (mediana) ± desvio padrão; XSD = amplitude média do deslocamento do centro de pressão no plano mediolateral; YSD = amplitude média do deslocamento do centro de pressão no plano anteroposterior; VAvg = velocidade média resultante

5.6 Resultados obtidos com a cartilha de utilização diária da órtese

5.6.1 Cartilhas devolvidas preenchidas corretamente

Foram devolvidas 22 cartilhas preenchidas corretamente.

81,48% dos pacientes preencheram corretamente a cartilha de utilização diária (cartilha em anexo) (**ANEXO E**).

5.6.2 Tempo médio de utilização diária

O tempo médio de utilização diária foi de 6,5 horas, com tempo mínimo utilizado de 2,5 horas e tempo máximo de 9 horas (tabela com os dados individuais em anexo) (**ANEXO F**).

5.6.3 Utilização de medicamento analgésico

Apenas quatro pacientes relataram ter feito utilização de medicamento analgésico durante o período de utilização da órtese. O que representa 18,18 % dos pacientes que devolveram a cartilha preenchida. A dosagem do medicamento utilizada foi a prescrita anteriormente pelo médico ortopedista assistente do paciente, caso houvessem do em algum momento, pois eram pacientes somente em acompanhamento anual para observação da evolução do caso.

5.6.4 Lesões de pele ocasionadas pelo uso da órtese

13,63% dos pacientes relataram lesões de pele ocasionadas pela órtese, representando o total de 3 pacientes dos 22 que devolveram a cartilha preenchida.

Dentre as lesões que foram relatadas, estavam vermelhidão e bolhas (**Figuras 9 e 10**) o que ocasionou não utilização da órtese durante o período de cicatrização das lesões conforme orientado pela fisioterapeuta responsável.



Figura 9 – Alteração de pele em região medial do joelho
Fonte: arquivo pessoal da autora



Figura 10 – Bolhas causadas pela utilização da órtese
Fonte: arquivo pessoal da autora

5.6.5 Relatos sobre a compra ou não da órtese

Na última avaliação foi revelado o valor de venda comercial da órtese aos pacientes, R\$ 480,00, e questionado se eles, após esse período de utilização, comprariam a órtese caso não a houvessem ganho. 21 pacientes, 77,77% dos pacientes que utilizaram a órtese relataram que a comprariam caso não a houvessem ganho mesmo com esse custo adicional.

5.6.6 Relatos sobre a estabilidade do joelho com a utilização da órtese

92,59 % dos pacientes relataram “firmeza”, maior estabilidade, sem a ocorrência de falseio ou deslocamento durante a utilização da órtese na caminhada. E 86,30% responderam sentir confiança no joelho com a utilização da órtese.

5.6.7 Desgaste do material da órtese

As primeiras órteses utilizadas na pesquisa, 4 unidades, sofreram desgaste da haste metálica pela movimentação do parafuso na mesma, conforme mostra a **Figura 11**. Ao examinar essas órteses, o fabricante modificou o tipo de fixação dos parafusos da articulação policêntrica para evitar o desgaste.



Figura 11 – Desgaste da haste de metal pela utilização da órtese e de metal pela utilização da órtese
Fonte: arquivo pessoal da autora

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

A OA de joelho causa dor e incapacidade substanciais, especialmente na população idosa, resultando em um encargo significativo para o sistema de saúde. A maioria dos pacientes com OA são conduzidos a cuidados primários, como orientações, tratamento medicamentoso e mudanças no ambiente domiciliar/trabalho de modo que intervenções simples são necessárias (**Roddy et al., 2005**).

As alterações do sistema musculoesquelético nesses indivíduos incluem alteração dos padrões de marcha, fraqueza muscular, distúrbios proprioceptivos e alterações do peso corporal. Tais fatores podem influenciar diretamente nos componentes cinéticos e cinemáticos do joelho estimulando a cascata inflamatória (**Heijink et al., 2012**).

A fisioterapia tem como objetivo, no tratamento dos pacientes com grau inicial de OA, promover alívio da dor e da incapacidade, aumentar a força muscular, a amplitude de movimento, a estabilidade da articulação e, idealmente, retardar a progressão da doença ao reduzir o estresse articular (**Larsen et al., 2013**).

O tratamento conservador é muitas vezes a opção para os indivíduos idosos com OA (**Draper et al., 2000; Pollo et al., 2002; Beaudreuil et al., 2009**). Os diferentes modelos de órteses são uma alternativa para minimizar a carga no compartimento medial sendo a meta biomecânica do tratamento para pacientes com OA medial do joelho (**Toda et al., 2001; Arazpour et al., 2013**).

Há muitos estudos na literatura que fazem a comparação sobre a utilização das órteses, porém evidenciando a dificuldade de adesão ao tratamento por diversos motivos. A revisão de **Moyer et al. (2015)** destacou que os efeitos colaterais foram frequentes, relatados por 25% dos pacientes que utilizaram a órtese, entre eles: desconforto, ajuste

deficiente da órtese, suor e a irritação da pele ficou em primeiro lugar entre as queixas relatadas. A baixa taxa de adesão ao tratamento também foi uma preocupação em alguns estudos (**Draganich et al., 2006; Jones et al., 2013; Arazpour et al., 2012, 2013**).

Porém acreditamos que esses efeitos poderiam ser minimizados caso fossem realizadas órteses sob medida para cada indivíduo com padronização do procedimento de medida e confecção das mesmas, proporcionando melhor adaptação e conforto ao membro do indivíduo, sendo considerada de fundamental importância para o sucesso terapêutico. Apenas quatro estudos relatam a utilização de órteses valgizantes sob medida (**Draganich et al., 2006; Arazpour et al., 2012; Moyer et al.; Arazpour et al., 2013**) sendo que nenhum deles foi realizado no Brasil.

Estimulados por um serviço ortopédico diferenciado que aborde sempre os melhores recursos terapêuticos para tratamento dos pacientes, optou-se por realizar-se um estudo randomizado para verificar a eficácia de uma órtese sob medida nos joelhos com OA medial e deformidade em varo, avaliando a melhora da dor e a melhora funcional (força, equilíbrio e marcha) após a colocação da órtese de forma imediata e após 2 meses de utilização. Avaliou-se ainda a abertura do espaço articular por controle radiográfico após a colocação da órtese.

São considerados idosos os indivíduos acima de 65 anos de idade. No entanto, a Organização Mundial de Saúde, em publicação de 1984, permitiu que países em desenvolvimento diminuam esta idade para 60 anos, devido a fatores sociais, econômicos e culturais. O Brasil adotou tal modelo, consagrando-o na Lei n10.741/2003 (Estatuto do Idoso), esclarecendo, em seu artigo 1º a idade de 60 anos. Para este trabalho, adotou-se a idade de 60 anos como a mínima e estabelece-se a idade limite em 75 anos. Representando, assim, o chamado grupo de “idosos jovens”, que engloba a grande parte dos pacientes com OA de joelhos (**Zimmerman, 2002**). A escolha de um grupo etário

restrito tem o objetivo de minimizar os vieses dos resultados encontrados devido ao processo de envelhecimento, evitando assim erros de interpretação.

É constantemente demonstrado em estudos epidemiológicos que a prevalência da OA é associada com o aumento da idade e ao sexo feminino em uma proporção de 5,3 mulheres para cada 3,6 homens acometidos em todo o mundo (**Roddy et al., 2005; Busija et al., 2010**).

Jørgensen et al. (2011) consideram que a prevalência da OA de joelho em mulheres entre 60-69 anos e 70-79 anos seja de 14,9% e 16,5% respectivamente; enquanto a incidência em homens da mesma faixa etária é de 7,9% e 10,2%.

No Brasil, os estudos sobre a epidemiologia da OA são escassos e geralmente limitados a centros urbanos específicos. Em geral, tratam-se de pesquisas sobre condições gerais de saúde de idosos na comunidade, nas quais a OA usualmente é citada, mas suas características não são exploradas em detalhes, dificultando a quantificação do impacto que a doença representa dentro do contexto de saúde do país.

O estudo de **Lebrão e Laurenti (2005)**, realizado no município de São Paulo, investigou as condições de saúde de 2.143 idosos acima de 60 anos, moradores da região metropolitana do município, e revelou que a OA foi a segunda doença mais prevalente acometendo 31,7% do total de indivíduos investigados, com predomínio no gênero feminino (39,6%) em relação ao gênero masculino (20,6%). **Rodrigues et al. (2013)**, em estudo realizado na população brasileira para avaliação do perfil desses pacientes, encontraram a prevalência da OA de joelho na população feminina em 66,7% em comparação com a população masculina (33,3%), especialmente na faixa etária de 59,1 anos.

Os resultados do presente estudo corroboram com os achados de **Roddy et al. (2005), Busija et al. (2010), Jørgensen et al. (2011) e Rodrigues et al. (2013)** visto que

encontramos 81,48% de pacientes do gênero feminino e 18,52% de pacientes do gênero masculino com idade média de 65,74 anos.

Os pacientes de interesse passaram pelo processo de diagnóstico, realizado por um ortopedista experiente, com base nas diretrizes propostas pela *American College of Rheumatology* (ACR). Existem três critérios distintos que podem ser utilizados para confirmar a presença da OA de joelhos. O mais utilizado, entretanto, é o critério que mescla sinais clínicos e radiológicos, o qual confere 91% de sensibilidade e 86% de especificidade (**Altman et al., 1986**).

A etapa seguinte foi considerada um dos pontos mais importantes e consistiu na classificação do estadiamento da doença de acordo com critérios radiológicos. As radiografias do joelho foram obtidas em projeção anteroposterior, com o paciente em apoio bipodal e mantendo o joelho em extensão para estudar o efeito da carga sobre o alinhamento articular que é o padrão utilizado no Instituto.

Atualmente, não existem critérios padrão-ouro para a classificação radiológica da OA de joelhos, embora o método proposto por **Kellgren e Lawrence** (KL) esteja entre os mais utilizados na prática clínica. O critério KL é também amplamente utilizado em estudos biomecânicos e classifica os pacientes em quatro níveis de estadiamento da patologia: joelho normal (KL 0); OA leve ou inicial (KL 1); OA moderada (KL 2 e 3); OA severa (KL 4) (**Albuquerque et al., 2009; Tarigan et al., 2009**). Portanto, decidimos utilizar essa metodologia para a classificação dos pacientes e fazer a inclusão dos mesmos neste estudo. As principais críticas a esse método incluem a fraca relação entre a imagem e os sintomas, ênfase na presença de osteófitos e a própria descrição dos estágios de severidade (**Schiphof et al., 2008**).

Informações adicionais dos pacientes participantes foram apresentadas na forma de dados demográficos apresentados na Tabela 1, incluindo idade, peso, altura, raça, lado

acometido e gênero mostrando homogeneidade entre os dois grupos.

As características funcionais foram quantificadas através de questionários específicos, dentre os quais destacam-se o *Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index* (WOMAC) e o Índice Algo-funcional de Lequesne. Ambos já traduzidos e validados para a utilização em pesquisas clínicas no Brasil. Em um estudo recente, **Metsavaht et al. (2011)** realizaram a comparação entre tais instrumentos para eleger o mais adequado para investigações envolvendo OA em joelhos. Os escores dos questionários foram comparados ao componente físico do *Short Form Health Survey – 36* (SF-36), considerado padrão-ouro internacional em medidas de qualidade de vida. Os resultados mostraram que o WOMAC foi mais adequado para avaliar as incapacidades funcionais relacionadas aos aspectos físicos.

A quantificação da dor foi realizada de forma subjetiva com a Escala Visual Analógica (EVA) pois proporciona uma medição simples e eficiente da intensidade da dor, utilizada largamente na prática clínica e em laboratórios de investigação, quando se necessita de um índice rápido da dor e ao qual se pode assinalar um valor numérico (**Souza e Hortense, 2004**).

Após a etapa de classificação, caracterização e alocação dos participantes nos grupos específicos de acordo com a randomização, foram realizadas as medidas para a confecção da órtese nos pacientes desse grupo.

A órtese escolhida foi a Steel Joint Modelo Brace MD[®] caracterizada como uma “*Unloading knee brace*”, composta de hastes externas, articulações policêntricas e cintas em velcro para estabilização; o seu objetivo é diminuir as cargas de compressão transmitidas para as superfícies articulares no compartimento medial do joelho. Essa órtese é de fabricação nacional e possui valor de mercado mais acessível ao público, além da possibilidade de ser realizada sob medida.

Foi observado que, dos 27 pacientes do Grupo Órtese, somente três apresentaram medidas compatíveis com a tabela de tamanhos padrão fornecida pelo fabricante da órtese, evidenciando a necessidade de realizar as órteses sob medida para cada indivíduo, pois os indivíduos com OA de joelhos executam atividades de vida diária com ativação muscular alterada, o que pode interferir na composição muscular e distribuição normal da carga no joelho, e assim, facilitar a progressão da doença **McAlindon et al., 1993; O'Reilly et al., 1997; Sharma, 2001; Messier et al., 2002; Hurley, 2003; Hortobagyi et al., 2005; Arazpour et al., 2012**).

O alinhamento do membro e a abertura do espaço articular do joelho dos indivíduos do Grupo Órtese, no momento da avaliação inicial, sem e com a órtese foram avaliados pela radiografia panorâmica de membros inferiores sendo este o exame de escolha para melhor verificar tais medidas. Esse método também foi utilizado por diversos autores como sendo o exame de maior relevância para o diagnóstico de deformidades angulares do membro inferior (**Siu et al., 1991; Wang, 1991; Cooke e Scudamore, 1994; Teixeira e Olney, 1996; Santili et al., 1998; Albuquerque et al.; Silva et al., 2012b**). As medidas das radiografias foram realizadas por dois ortopedistas diferentes utilizando um software, a avaliação estatística interavaliador mostrou boa correlação entre os mesmos, tornando esse método reproduzível e confiável para tais medidas.

Os procedimentos de análise cinética da marcha foram realizados com a utilização de uma plataforma fixa no mesmo nível do solo para coleta dos dados referentes à pressão realizada pelo indivíduo durante o passo nas diferentes fases da marcha. A metodologia adotada é semelhante a realizada pelos autores **Richards et al. (2005), Teixeira e Olney (1996), Silva et al. (2012b), Esrafilian et al. (2012) e Weinhandl et al. (2016)**. Esses mesmos autores mencionam a importância da análise cinemática da marcha de forma concomitante, porém o laboratório utilizado para a coleta de dados não possui sistema de

câmera e vídeo para a captura das imagens nos diversos planos.

Para análise do equilíbrio postural, foram medidas as forças de reação do solo e número de oscilações do corpo de cada paciente durante a aquisição no exame de posturografia realizado em uma plataforma de força móvel, portátil com padrões estabelecidos por diversos autores de acordo com o trabalho de revisão realizado por Duarte e Freitas em 2010. As avaliações em uma plataforma de força são consideradas padrão-ouro sendo quantitativas da oscilação postural (**Sabchuk et al., 2012**), mais confiáveis e com melhor precisão e potencial para detectar pequenos distúrbios do equilíbrio (**Era et al., 2006; Duarte e Freitas, 2010; Souza et al., 2011**).

Concordando com **Beasley (1956)**, que demonstrou as limitações e deficiências dos métodos manuais de avaliação muscular, utilizou-se a dinamometria isocinética, introduzida por **Hislop e Perrine**, em 1967, como parâmetro de avaliação funcional da atividade muscular. **Molczyk (1991)** relatou ser esse o método mais preciso. Foi utilizada a velocidade angular de 60°/s, por ser segura e reprodutível para pacientes idosos com OA de joelho, tendo a vantagem de ser uma das velocidades angulares que menos causam alteração na articulação femoropatelar, podendo ainda ser comparada com dados da literatura (**Berman et al., 1991; Bolanos et al., 1998**). O parâmetro avaliado foi o torque máximo flexor e extensor, e o trabalho total realizado nos dois momentos, por serem as variáveis mais difundidas na literatura, são definidos como os dados mais fidedignos de mensuração, além de facilmente determináveis (**Kannus, 1994**). As avaliações isocinéticas foram realizadas pelos técnicos do Laboratório de Estudo de Movimento do IOT-HC-FMUSP; os resultados foram avaliados e descritos pelo fisioterapeuta responsável pelo serviço, sendo este cego quanto ao grupo a que cada paciente pertencia.

A análise estatística dos valores obtidos com a EVA para dor detectou efeito de protocolo na média da dor, sendo menor 3,74 pontos após a utilização da órtese.

Observou-se que a média da dor no período pós-utilização é menor no Grupo Órtese e manteve seu valor numérico no Grupo Controle, mostrando que a utilização da órtese atinge o objetivo de promover analgesia nos pacientes portadores de OA medial do joelho concordando com os estudos de **Matsuno et al. (1997)**, **Kirkley et al. (1999)**, **Pollo et al. (2002)**, **Brouwer et al. (2006)**, **Pagani et al. (2010)**, **Ornetti et al. (2010)**, **Arazpour et al. (2012)**, **Feehan et al. (2012)**, **Moyer et al. (2013)** e **Mauricio et al. (2018)**.

A limitação funcional de idosos com OA é associada a baixos índices de qualidade de vida, segundo dados da pesquisa de **Alexandre et al., 2008**. Nesse estudo, um dos poucos a explorar o impacto da OA de joelhos sobre parâmetros funcionais de idosos no Brasil, os participantes reportaram que as atividades mais difíceis foram entrar e sair do carro, subir escadas, realizar tarefas domésticas e curvar-se para tocar o chão, assim como o apresentado por **Rodrigues et al., em 2013**. Tais limitações foram associadas ao aumento do risco de desenvolver comorbidades devido aos efeitos do imobilismo.

As atividades mais comprometidas geralmente são a flexão-extensão dos joelhos e tarefas que envolvam descarga de peso na articulação, como caminhadas prolongadas e subir escadas ou rampas (**Alexandre et al., 2008; Englund, 2010; Rodrigues et al., 2013**).

Os valores obtidos na análise estatística com a Escala Algo-funcional de Lequesne, que avalia muitas dessas atividades, evidenciou significância estatística para os dois grupos estudados, porém de formas diferentes. No Grupo Controle, houve um aumento da pontuação entre os dois períodos estudados sugerindo que os indivíduos portadores de OA que não recebam nenhum tipo de intervenção tendem a permanecer com a sua função ou até mesmo a ter piora da mesma. Diferentemente, no Grupo Órtese houve uma queda de até 2,70 pontos, aproximadamente 25% de diminuição, mostrando que os indivíduos que utilizaram a órtese tiveram a função melhorada conseguindo realizar mais facilmente

suas atividades de vida diária. Dessa forma, nosso estudo concorda com os estudos realizados por **Matsuno et al. (1996)**, **Kirkley et al. (1999)**, **Draper et al. (2000)**, **Pollo et al. (2002)**, **Brouwer et al. (2006)**, **Ornetti et al. (2010)**, **Fantini Pagani et al. (2012)**, **Feehan et al. (2012)**, **Moyer et al. (2013)**.

Os valores obtidos com a Escala WOMAC seguem os mesmos padrões dos obtidos com a Escala Algo-funcional de Lequesne, apresentando diferença estatística no Grupo Órtese, evidenciando a queda da pontuação após a utilização da órtese em 26,11 pontos, um pouco mais de 50% de diminuição, e o aumento no Grupo Controle de 3,41 pontos.

Uma revisão recente e meta-análise incluindo 8 ensaios clínicos randomizados controlados avaliaram a eficácia clínica e o perfil de segurança de uma joelheira valgizante para OA femorotibial medial (**Moyer et al., 2015**). A comparação com um grupo controle sem utilização de órtese revelou significativa redução da dor (diferença média padronizada [SMD] - diferença intergrupos divididos por SD - 0,56) e melhora funcional (SMD 0,48).

Em um estudo de caso realizado por **Arazpour et al. (2013)**, no qual desenvolveram uma órtese sob medida com componentes pneumáticos com design mecânico que permite movimento no plano sagital mantendo o joelho em uma posição correta durante as atividades, eles evidenciaram a correção radiográfica no plano frontal de menos 6° na deformidade em varo do joelho. **Fantini Pagani et al. (2012)** também relataram evolução e correção de 4° no alinhamento utilizando dois tipos de órteses flexíveis bem como no alívio da dor e melhora da função quando comparadas com um grupo controle sem a utilização de órtese. Esses estudos contrariam o realizado por **Jones et al. (2013)** e **Duivenvoorden et al. (2015)** que mostraram que o grupo que utilizou somente uma órtese valgizante não demonstrou nenhuma alteração biomecânica quando comparados com a utilização de palmilha.

Neste estudo, quando analisamos as variáveis mensuradas nas radiografias panorâmicas sem e com a órtese, observamos diferença estatística no ângulo de abertura mensurado pelo avaliador 2, e no valor da diferença do avaliador 1 x 2 na altura medial. Diferença pequena mas significativa, pois se conseguimos aumentar o espaço articular, conseguimos ganhar um pouco de sobrevida articular e preservar o tecido cartilaginoso existente na articulação. Porém a órtese não mostrou benefícios na correção do ângulo quadril Joelho-pé (HKA).

As alterações biomecânicas na etiologia da OA evidenciam que as alterações degenerativas iniciais do joelho ocorrem em áreas submetidas às forças excessivas de cisalhamento e estresse compressivo (Asthephen et al., 2008; Andriacchi et al., 2009). Essas alterações podem se originar em decorrência de lesões estruturais, desalinhamento das peças ósseas ou alterações conformacionais das superfícies articulares, que contribuem para a disfunção progressiva do sistema musculoesquelético local, caracterizada principalmente pela presença de sarcopenia, inibição muscular reflexa, diminuição da propriocepção e do equilíbrio (Loeser, 2011; Englund, 2010).

Na avaliação de dinamometria isocinética, observamos que os pacientes do Grupo Órtese apresentaram um aumento significativo nos valores do pico de torque flexor e extensor tanto no membro acometido que utilizou a órtese como no membro não acometido, e aumento do trabalho total flexor e extensor no membro acometido; resultados esses possíveis pelo aumento da atividade funcional e diminuição da dor associado ao benefício de melhorar a ativação muscular na execução das atividades de vida diária.

O estudo de Hortobagyi et al. (2005) relata que os pacientes com OA de joelhos possuem um aumento da ativação dos músculos isquiotibiais enquanto executam as suas atividades diárias, essa alteração interfere na distribuição normal de forças na articulação

facilitando a progressão da doença. **Fantini Pagani et al. (2013)** e **Moyer et al. (2013)** evidenciam que a utilização de órteses que tendem a corrigir o varo do joelho levando a articulação para uma posição mais neutra levam a um decréscimo dessa ativação muscular e diminuí a cocontração muscular desacelerando a progressão da doença.

Durante o ciclo da marcha, a subfase de apoio inicial (resposta de carga) tem sido apontada por vários autores como a etapa de maior distinção entre indivíduos com OA de joelhos e controles assintomáticos, especialmente considerando as variáveis cinéticas (**Astephen e Deluzio, 2005; Deluzio e Astephen, 2007; Astephen et al., 2008; Kiss, 2011; Heijink et al., 2012**).

Contudo, independentemente da abordagem estatística utilizada, os resultados gerais dos estudos avaliados sugerem que pacientes com OA de joelhos, em comparação com sujeitos assintomáticos, tendem a caminhar mais lentamente, com menor flexão após o toque do calcanhar e com menor amplitude de movimento do joelho ao longo do ciclo. Tais características são mais proeminentes nos estágios avançados da doença e podem estar relacionadas com modificações da arquitetura articular, devido ao processo degenerativo, adaptações do paciente para redução dos níveis de intensidade da dor e ao excesso de carga no joelho sintomático (**Heijink et al., 2012**).

Esses padrões parecem ser similares quando comparados entre indivíduos com diferentes graus de severidade da doença. Os resultados da avaliação dos artigos indicam que os parâmetros cinemáticos não são alterados quando comparados entre indivíduos com OA leve e moderada (**Ko et al., 2011**). As principais diferenças surgem quando comparados entre indivíduos portadores das formas moderada e severa. Nessa comparação, os indivíduos com OA severa apresentam menor amplitude de flexão do joelho em ambas as fases de apoio e oscilação (**Astephen et al., 2008; Zeni et al., 2010; Wilson et al., 2011**) e menor da velocidade da marcha (**Kiss, 2011**).

Para evitar um potencial fator de viés recentemente questionado na literatura da velocidade da marcha dos participantes durante os experimentos, optamos por solicitar ao indivíduo que caminhasse em velocidade confortável semelhante a utilizada normalmente, na tentativa de captar a mecânica natural do joelho. Contudo, outros investigadores optam por controlar esse parâmetro ao utilizar velocidades predeterminadas durante os testes, ao passo que outros optam ainda por fazer um controle estatístico, utilizando análise multivariada de covariância (ANCOVA), definindo a velocidade como covariável (**Wilson et al., 2011**).

Um exemplo da importância da velocidade em estudos biomecânicos da marcha foi demonstrado no trabalho de **Zeni et al. (2010)**. Nesse estudo, quando a análise de covariância foi realizada considerando a velocidade como covariável, todas as diferenças entre os parâmetros biomecânicos cinéticos e cinemáticos desapareceram, exceto a menor amplitude de flexão observada em participantes com OA severa. Tais resultados foram corroborados pelos achados recentes de **Kiss (2011)** e sugere que a maior parte das características que diferem sujeitos saudáveis de sintomáticos podem ter ocorrido, em boa parte, pelo simples fato de que um grupo consegue desenvolver uma velocidade de marcha superior ao outro.

Na avaliação de cinética da marcha com a utilização de plataforma de força fixa, observamos resultados positivos, estatisticamente no momento em que avaliamos o tempo total em segundos correspondente ao período em que o pé ficou em contato com o solo (ST) – fase de apoio, quando comparamos ao momento em que possuímos o melhor cenário estudado nesse trabalho que é o lado acometido no momento pós-2 meses de utilização. Com a órtese versus o grupo controle sem a órtese evidenciamos que houve melhora do ritmo de marcha e aumento da velocidade do passo concordando com os estudos realizados por **Richards et al. (2005)**, **Esrafilian et al. (2012)**, **Collins et al.**

(2014), Weinhandl et al. (2016) e contrariando o encontrado por Silva et al. (2012b) que não encontrou diferença no aumento da fase de apoio e o tempo de incidência de carga no membro acometido quando comparado com o saudável.

Outra possibilidade para tal achado seria o evidenciado por Teixeira e Olney (1996), os autores afirmam que os pacientes com OA apresentam redução de amplitude de movimento em todos os planos na marcha e tendem a caminhar com os joelhos rígidos aumentando assim a fase de apoio. A flexão do joelho em estresse durante a fase de apoio da marcha exige uma força maior do quadríceps e, conseqüentemente, aumenta a força de compressão articular, portanto os pacientes com joelhos dolorosos procuram reduzir essa força compressiva através da redução da amplitude de flexoextensão durante a marcha (Stauffer et al., 1977; Lloyd e Buchanan, 1996; Silva et al., 2012b).

Teixeira e Olney (1996) ainda avaliaram a correlação do alinhamento no plano coronal com as medidas do momento flexoextensor do joelho durante a marcha, indicando que a presença de um grau maior de varismo foi associada com uma redução do momento flexoextensor e com a antecipação do tempo do evento na marcha. Portanto, se um aumento das medidas de momentos de força é considerado potencialmente prejudicial à articulação, pode-se deduzir que pacientes com melhor alinhamento apresentam melhor padrão de marcha, uma vez que eles podem reduzir o momento flexoextensor do joelho melhorando a cadência e diminuindo o tempo de contato com o solo do membro.

A utilização da órtese promoveu melhor alinhamento e proporcionou alívio da dor nos pacientes, aumentando a sua funcionalidade e conseqüente melhora do padrão de marcha.

O equilíbrio postural pode influenciar as realizações das atividades de vida diária (Lord et al., 1991; Hurley et al., 1997; Hinman et al., 2006). Estudos mostram que

indivíduos portadores de OA de joelhos apresentaram maior deslocamento do centro de pressão do que indivíduos saudáveis quando avaliados em plataforma de força evidenciando menor controle postural estático tanto com olhos abertos quanto fechados (**Hassan et al., 2001; Maurer et al., 2004; Norris et al., 2005; Haibach et al.; Ostrowska et al., 2008; Souza et al., 2011**). Os indivíduos com OA têm tendência a ter maior velocidade de oscilação postural e maior área de elipse do centro de pressão do que os saudáveis, o que indica diminuição do equilíbrio postural.

Neste estudo, não comparamos indivíduos saudáveis com outros que possuem OA, pois esse resultado já é bem evidenciado na literatura e o objetivo era a investigação da influência da joelheira nesses indivíduos sintomáticos. Observamos, então, diferença estatística quando avaliamos puramente o componente visual na influência do equilíbrio dos pacientes com OA de joelhos, o fator olhos fechados aumenta o deslocamento do centro de pressão anteroposterior, mediolateral bem como a velocidade de deslocamento do mesmo quando avaliamos o equilíbrio estático ou quase-estático na plataforma de força.

Na literatura, **Masui et al. (2006)** analisaram a velocidade média da oscilação do centro de pressão em indivíduos com OA de joelhos detectando que os homens apresentam maior velocidade média na condição olhos fechados e as mulheres em ambas as condições visuais. **Souza et al. (2011)** mostraram que o grupo com OA apresentou maior velocidade média no deslocamento anteroposterior independentemente da condição visual e maior velocidade média mediolateral na condição olhos fechados.

Estudos demonstraram que o equilíbrio postural pode influenciar na realização das AVD's ao mostrar correlação entre o escore de WOMAC e as variáveis do centro de pressão (**Lord et al., 1991; Hassan et al., 2001; Hinman et al., 2006; Souza et al., 2011**). **Hurley et al. (1997)**, por meio do questionário de Lequesne, demonstraram fraca

associação entre as variáveis de deslocamento do centro de pressão e a capacidade funcional, sugerindo que os déficits no equilíbrio e a capacidade funcional podem estar relacionados com a redução da excitabilidade do motoneurônio do músculo quadríceps e sua consequente perda de força e propriocepção; o mesmo foi relatado por Mohammadi et al. em 2008.

Souza et al. (2011) e **Hinman et al. (2006)** demonstraram ainda que a condição do equilíbrio não sofreu influência do grau de comprometimento da OA e do nível da dor nas variáveis de deslocamento do centro de pressão, podendo existir outros possíveis preditores. Esses autores sugerem que mesmo não apresentando associação significativa da dor com as variáveis do centro de pressão, sua presença pode afetar negativamente a capacidade funcional do joelho comprometendo dessa forma a capacidade do indivíduo em manter seu centro de massa corporal na base de sustentação.

Porém quando comparamos os grupos em relação à utilização da órtese, observamos que esta não interfere no equilíbrio postural estático dos pacientes independentemente de seu tempo de utilização, concordando com estudo recente realizado por **Khan et al. (2018)**, que utilizou um sistema de avaliação de equilíbrio com o Sistema *Biodex Balance* identificando que não houve melhora do equilíbrio com a utilização somente da órtese valgizante, mas sim quando utilizada concomitante com palmilha. Mais estudos são necessários para determinar de fato qual a interferência da órtese no controle postural, com metodologias bem padronizadas e tipos de órteses diferentes.

A adaptação e aceitação da órtese pelos pacientes ainda é um problema; alguns autores demonstraram que o tempo de uso da órtese foi inferior a 3h por dia em comparação com a utilização de palmilhas (**Jones et al., 2013**). Isso é provável por causa da estrutura desconfortável e desing dos dispositivos, havendo evidências que os

dispositivos não são usados por tempo prolongado por pacientes com OA do joelho (Felson et al., 2005). Isto não foi evidenciado neste estudo, no qual o tempo médio de utilização foi de 6,5 horas, observamos que a órtese teve boa aceitação e os pacientes a utilizaram por todo o período do estudo e foram incentivados a continuar seu uso.

As órteses existentes para OA do joelho são principalmente adaptadas de desenhos, tecnologia e materiais usados anteriormente para joelhos com lesão do ligamento cruzado anterior; são fabricadas de materiais metálicos, termoplásticos ou compostos de materiais para fornecer forças corretivas através de correias, superestruturas ajustáveis ou balões infláveis tanto na região lateral quanto na medial. O efeito clínico do uso dessas órteses por longos períodos pode causar irritação da pele (Kirkley et al., 1999; Richards et al., 2005). Isso indica a necessidade de desenvolvimento de órteses sob medida com novo desing, com objetivo de fornecer conforto e uma correção valgo/varo adequada para reduzir a sobrecarga medial do joelho.

Órteses para correção de eixo têm usado historicamente três pontos de pressão para aplicar as forças corretivas necessárias para alinhar um joelho com OA medial em uma posição mais para valgo. Uma força seria posicionada em linha articular no aspecto lateral através de uma almofada (adaptador), e os outros posicionados no lado oposto para suporte, e hastes nas regiões mais proximais e distais da estrutura medial da órtese. Isso indicaria que maior forças de interface seria esperado entre a órtese e o membro inferior nas bordas mediais proximal e distal do órtese, e também na linha articular lateral. Portanto, a adaptação sob medida de órtese de joelho para correção de eixo e melhor distribuição de carga pode resolver essas limitações.

Os ajustes das órteses foram adaptados para serem usados neste estudo de acordo com as necessidades individuais de cada paciente, com o ângulo em valgo da estrutura da órtese ajustado em uma posição que era ao mesmo tempo confortável e aceitável para o

paciente, de acordo com o relatado por **van Raaij et al. (2010)** e **Schmalz et al. (2010)**. A principal vantagem do sistema adaptado das órteses é, portanto, a capacidade de fornecer uma força corretiva ajustável dentro da órtese, corrigindo parte do varo do joelho e melhorando a distribuição de carga na articulação

Estudos anteriores nesse campo sugeriram que um aumento do momento adutor e o desalinhamento da extremidade inferior podem causar dor e redução da função (**Sharma et al., 2001, 2003**). Um aumento de 20% no momento adutor do fêmur também pode aumentar o risco de progressão da doença (**Amin et al., 2004**). Estudos demonstraram que uma órtese valgizante é capaz de reduzir o momento adutor em 10% (**Lindenfeld et al., 1997**), 13% (**Pollo et al., 2002**), 18% (**Mauricio et al., 2018**) e 25% (**Jafarnehadgero et al., 2018**). **Goodwin et al. (2018)**, concluem que as órteses valgizantes e as palmilhas não influenciam na biomecânica da marcha em adultos saudáveis. No entanto, isso não pôde ser avaliado neste estudo por não haver sido feita a análise cinemática da marcha. Nós só avaliamos o desempenho dessa órtese sob medida em posição estática mas resultados encorajadores em termos de redução do varismo foram encontrados, e seria de se esperar que isso ocorresse durante uma caminhada livre, porém mais pesquisas são necessárias para determinar esse fato.

O baixo peso da órtese e o conforto proporcionado pela mesma facilitou seu uso por um longo prazo, além de promover a correção do varo; melhora na qualidade de vida, incluindo a redução dos níveis de dor; e alteração no grau de progressão da doença, todos os quais precisam ser determinados no futuro por um estudo controlado randomizado.

A adição dos discos laterais, que foram específicos para cada paciente, ligados ao preenchimento interno adequado, mostra o potencial para superar as deficiências do desenvolvimento de problemas de pele demonstrados por estudos anteriores.

Os autores foram suficientemente encorajados pelos resultados obtidos com a

utilização da órtese, para se sentirem confiantes de que a órtese sob medida pode oferecer uma alternativa viável aos tratamentos da OA do compartimento medial do joelho.

Embora sejam dados subjetivos, os pacientes participantes relataram boa adaptação a órtese, 92,59% sentiram boa estabilidade ao realizar as AVD's, apenas 18,18% fizeram uso de medicamento analgésico durante o período de utilização e 77,77% comprariam a órtese no seu valor de mercado; tais dados evidenciam a eficiência da órtese sob medida mostrando os efeitos clínicos esperados, menos efeitos adversos, possibilidade real de uso diário e menor custo quando comparado com as opções existentes no mercado brasileiro.

Uma limitação deste estudo foi a não realização da análise cinemática da marcha, o que impossibilita a avaliação do momento adutor do fêmur. Além disso, utilizamos apenas um modelo de órtese o que não nos permite uma comparação entre modelos específicos. Estudos futuros são necessários para a avaliação desses parâmetros e a comparação entre diferentes modelos de órteses.

A órtese valgizante sob medida é um método eficiente para o tratamento da osteoartrite medial do joelho com deformidade em varo sendo uma opção para indivíduos que desejam postergar o procedimento cirúrgico melhorando o alinhamento do membro e melhora funcional do mesmo. O modelo estudado por ser de fabricação nacional e permitir a individualização da órtese tem custo baixo em relação aos modelos importados e apresenta uma opção viável a maioria dos indivíduos.

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

1. A órtese valgizante sob medida promoveu alívio da dor e melhora funcional com ganho de força muscular e melhora do padrão de marcha, não evidenciando interferência no ganho de equilíbrio em indivíduos com osteoartrite medial do joelho, com deformidade em varo após a colocação da órtese de forma imediata e após 2 meses de utilização.
2. Houve tênue abertura do espaço articular medial observada por controle radiográfico após a colocação da órtese.

8 ANEXOS

ANEXO A – Termo de consentimento livre e esclarecido

**HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA DA
UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO-HCFMUSP
TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL

- 1. NOME:** :
- DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº : SEXO: .M F
- DATA NASCIMENTO:/...../.....
- ENDEREÇO Nº APTO:
- BAIRRO: CIDADE
- CEP:..... TELEFONE: DDD (.....)
- 2. RESPONSÁVEL LEGAL**
- NATUREZA (grau de parentesco, tutor, curador etc.)
- DOCUMENTO DE IDENTIDADE :.....SEXO: M F
- DATA NASCIMENTO:/...../.....
- ENDEREÇO:..... Nº..... APTO:
- BAIRRO: CIDADE:
- CEP:..... TELEFONE:DDD (.....).....

DADOS SOBRE A PESQUISA

- 1. TÍTULO DO PROTOCOLO DE PESQUISA:** Órteses: eficácia e efeitos biomecânicos na osteoartrite do joelho
- 2. PESQUISADORA:** Adriana Lucia Pastore e Silva
- CARGO/FUNÇÃO: Fisioterapeuta INSCRIÇÃO CONSELHO REGIONAL Nº Crefito 3/ 51683-F
- UNIDADE DO HCFMUSP: Instituto de Ortopedia e Traumatologia
- 3. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:**
- RISCO MÍNIMO RISCO MÉDIO
- RISCO BAIXO RISCO MAIOR
- 4. DURAÇÃO DA PESQUISA :** 3 anos

Você está sendo convidado (a) a participar de um trabalho de pesquisa que será desenvolvido no ambulatório do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas de São Paulo - IOT – HCFMUSP.

Essas informações estão sendo fornecidas para sua participação voluntária neste estudo, o objetivo deste trabalho é a verificação da eficácia e da melhora no funcionamento do joelho com o uso de joelheira em pacientes com osteoartrose (desgaste no joelho).

- 4.2.1** Você será submetido (a) a uma pesquisa que trabalhará com pessoas que tenham desgaste no joelho e queiram utilizar uma joelheira para tratamento.
- 4.2.2** Antes e após a colocação da joelheira você responderá alguns questionários que terá perguntas sobre como está seu joelho e a fisioterapeuta fará alguns testes e exames para avaliar como está o seu joelho.
- 4.2.3** As perguntas avaliarão sua dificuldade e sua dor na realização das tarefas diárias, na prática de esportes, ao caminhar e ao subir e descer escadas, se você utiliza muletas ou bengalas e o quanto você dobra o joelho.

Serão anotados os seguintes dados:

- nome, idade, endereço, profissão, esporte, medicamentos, e outros tratamentos;
- intensidade de dor no joelho em várias situações, antes e após tratamento;
- possíveis limitações nas atividades diárias e marcha (caminhar), antes e pós tratamento;
- anormalidades do joelho, antes e pós-tratamento.

A aplicação do questionário não apresenta riscos. Os riscos são mínimos, presença de dor ou bolhas decorrentes somente do mal uso da joelheira, mas você será bem orientado de como usá-la corretamente para que isso não ocorra.

Outras Informações:

1. Garantia de acesso: em qualquer etapa do estudo, você terá acesso aos profissionais responsáveis pela pesquisa para esclarecimento de eventuais dúvidas. Os principais investigadores são a Dr^a Adriana Lucia Pastore e Silva e o Dr Alberto Tesconi Croci, que podem ser encontrados no endereço Rua Ovídio Pires de Campos, 333 (IOT), Telefone(s): 3069-6888. Se você tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) – Rua Ovídio Pires de Campos, 225 – 5º andar – tel: 3069-6442 ramais 16, 17, 18 ou 20, FAX: 3069-6442 ramal 26 – E-mail: cappesq@hcnet.usp.br;
2. É garantida a liberdade da retirada de consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo, sem qualquer prejuízo à continuidade de seu tratamento na Instituição;
3. Direito de confidencialidade – As informações obtidas serão analisadas em conjunto com outros pacientes, não sendo divulgado a identificação de nenhum paciente;

4. Direito de ser mantido atualizado sobre os resultados parciais das pesquisas, quando em estudos abertos, ou de resultados que sejam do conhecimento dos pesquisadores;
5. Despesas e compensações: não há despesas pessoais para o participante em qualquer fase do estudo, incluindo exames e consultas. Também não há compensação financeira relacionada à sua participação. Se existir qualquer despesa adicional, ela será absorvida pelo orçamento da pesquisa;
6. Compromisso do pesquisador de utilizar os dados e o material coletado somente para esta pesquisa.

Acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações que li ou que foram lidas para mim, descrevendo o estudo “Tradução, adaptação cultural e validação da escala Tegner”.

Eu discuti com a Dr^a. Adriana Lucia Pastore e Silva sobre a minha decisão em participar nesse estudo. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas e que tenho garantia do acesso a tratamento hospitalar quando necessário. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades ou prejuízo ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido, ou no meu atendimento neste Serviço.

Assinatura do paciente /representante legal

Data: ____/____/____

Assinatura da testemunha

Data ____/____/____

(para casos de pacientes menores de 18 anos, analfabetos, semi-analfabetos ou portadores de deficiência auditiva ou visual)

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido deste paciente ou representante legal para a participação neste estudo.

Assinatura do responsável pelo estudo

Data: ____/____/____

ANEXO B – Aprovação da comissão de ética

HC

Hospital das Clínicas da FMUSP
Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa - CAPPesq

PROJETO DE PESQUISA

Título: ÓRTESES: EFICÁCIA E EFEITOS BIOMECÂNICOS NA OSTEOARTROSE DO JOELHO
Pesquisador Responsável: Alberto Tesconi Croci **Versão:** 1
Pesquisador Executante: Adriana Lucia Pastore e Silva **CAAE:** 44664415.5.0000.0068
Co-autores:
Finalidade Acadêmica: Doutorado
Orientador: Prof. Dr. Alberto Tesconi Croci
Instituição: HCFMUSP
Departamento: ORTOPEdia E TRAUMATOLOGIA

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

Registro on-line: 13045
Número do Parecer: 1.076.756
Data da Relatoria: 20/05/2015

Apresentação do Projeto: O projeto de pesquisa versa sobre a osteoartrose, que é a maior causa de dor em idosos. Todas as estruturas envolvidas no joelho são acometidas. Os efeitos desses acometimentos é a alteração de distribuição de força na superfície articular. Esse processo contribui para um ciclo de alterações e piora da doença. O objetivo primário do tratamento dos pacientes com um grau inicial de osteoartrose foca no alívio da dor e evitar a progressão da doença reduzindo o estresse articular. As órteses para valgo e varo são uma forma não invasiva e não farmacológica de tratamento desses pacientes. Serão avaliados e tratados com a colocação de órteses para correção de valgo ou varo de joelho 60 pacientes selecionados do grupo de joelho do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do HCFMUSP. A avaliação consistirá em aplicação de questionários, e exames de radiografia panorâmica, avaliação isocinética, baro podometria e plataforma de força.

Objetivo da Pesquisa: Objetivo Primário: O objetivo primário deste trabalho é padronizar um método não descrito de ajuste personalizado em uma órtese já existente no mercado para utilizar em pacientes com osteoartrose medial do joelho. Objetivo Secundário: O objetivo secundário é verificar a eficácia da órtese na abertura do espaço articular, melhora da dor, função e qualidade de vida desses pacientes.

Avaliação dos Riscos e Benefícios: O presente estudo apresenta risco mínimo. A utilização da órtese e a execução dos exames de avaliação não apresentam riscos significativos aos pacientes. A utilização da órtese de forma incorreta pode machucar a pele por hiper pressão motivo esse pelo qual o estudo utilizará uma órtese fabricada sob medida para cada paciente para que esse risco seja nulo e haja maior adaptação do paciente ao tratamento. Quanto aos benefícios: a adaptação personalizada da órtese tem objetivo de minimizar os riscos existentes com o uso das órteses convencionais não individualizada, permitindo maior adesão do paciente ao tratamento e postergando a necessidade do procedimento cirúrgico.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa: O projeto de pesquisa tem a finalidade de doutorado de Adriana Lucia Pastore e Silva com orientação do Prof. Dr. Alberto Tesconi Croci, apresenta-se adequadamente formulado e fundamentado estando prevista a informação aos participantes da pesquisa através do TCLE, sugiro aprovação.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória: O projeto de pesquisa foi devidamente apresentado.

Rua Dr. Ovídio Pires de Campos, 225 - Prédio da Administração - 5º andar
CEP 05403-010 - São Paulo - SP.
55 11 2661-7585 - 55 11 2661-6442 ramais: 16, 17, 18 | cappesq.adm@hc.fm.usp.br



Hospital das Clínicas da FMUSP
Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa - CAPPesq

Recomendações: Nenhuma.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações: Aprovado.

Situação do Parecer: Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP: Não

Considerações Finais a critério do CEP: Em conformidade com a Resolução CNS nº 466/12 – cabe ao pesquisador: a) desenvolver o projeto conforme delineado; b) elaborar e apresentar relatórios parciais e final; c) apresentar dados solicitados pelo CEP, a qualquer momento; d) manter em arquivo sob sua guarda, por 5 anos da pesquisa, contendo fichas individuais e todos os demais documentos recomendados pelo CEP; e) encaminhar os resultados para publicação, com os devidos créditos aos pesquisadores associados e ao pessoal técnico participante do projeto; f) justificar perante ao CEP interrupção do projeto ou a não publicação dos resultados.

São Paulo, 20 de Maio de 2015

Prof. Dr. Alfredo José Mansur
Coordenador
Comissão de Ética para Análise de
Projetos de Pesquisa – CAPPesq

ANEXO C – Termos de outorga do auxílio FAPESP, Processo 2016/11322-7



Para uso exclusivo da FAPESP
Processo: 2016/11322-7
Data impressão: 21/11/2016 11:00:09
Folha: _____
Volume: _____
Rubrica: _____

FUNDAÇÃO DE AMPARO À PESQUISA DO ESTADO DE SÃO PAULO
TERMO DE OUTORGA E ACEITAÇÃO DE AUXÍLIOS
 PROCESSO 2016/11322-7

<p>Pelo presente instrumento, a Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo, com sede na Rua Pio XI, nº 1.500, Alto da Lapa, São Paulo, Capital, inscrita no CNPJ/MF sob nº 43.828.151/0001-45, doravante denominada OUTORGANTE, por meio de seu Conselho Técnico-Administrativo, nos termos do Artigo 14, letra "b", da Lei Estadual nº 5.918, de 18 de outubro de 1960, concede ao OUTORGADO, a seguir qualificado, Auxílio para a realização do Projeto de Pesquisa a seguir especificado, nas instalações e com o apoio da INSTITUIÇÃO SEDE, de acordo com as especificações, cláusulas e condições descritas a seguir e nos Anexos, que passam a ser parte integrante deste Termo.</p>	
1.OUTORGADO:	<p>Alberto Tesconi Croci CPF: 003.813.168-40 RG: 7715361-SSP/SP</p>
2.Correspondência:	<p>Rua Monte Alegre 1347 - apartamento 213, Perdizes, São Paulo/SP, CEP 05014-002 maria.emerick@hc.fm.usp.br</p>
3.Instituição Sede:	<p>Faculdade de Medicina/FM Universidade de São Paulo/USP</p>
4.Projeto de Pesquisa:	<p>Órteses: Eficácia e efeitos biomecânicos na Osteoartrrose do Joelho.</p>
5.Linha de Fomento:	<p>Programas Regulares / Auxílios a Pesquisa / Projeto de Pesquisa / Projeto de Pesquisa - Regular</p>
6.Área/Subárea:	<p>Medicina Outra Subárea Medicina</p>
7.Coordenação:	<p>Saúde I</p>
8.Período da Vigência:	<p>01/12/2016 a 30/11/2018</p>
9.Relatórios Científicos:	<p>30/11/2017, 30/12/2018</p>
10.Prestações de Contas:	<p>30/11/2017, 28/02/2019</p>

ANEXO D – Ficha de triagem**Identificação**

Registro do Paciente: _____ Data: ____/____/____
 Nome: _____
 Idade: _____ Sexo: _____ Cor: _____
 Peso: _____ Altura: _____
 Nacionalidade: _____ Estado Civil: _____
 Endereço: _____
 Bairro: _____ Cep: _____ - _____
 Cidade: _____ Estado: _____
 Telefone residencial: () _____

Antecedentes Pessoais

- () Diabetes Mellitus
 () artrite reumatóide ou espondilite anquilosante
 () problemas psicológicos
 () hipertensão
 () doenças neurológicas
 () osteoartrite de quadril
 () ciatalgias
 () procedimentos cirúrgicos (tornozelo, pé ou artroplastias)
 () doenças degenerativas
 () parkinson
 () outras doenças Especificar: _____

Data do início dos sintomas no joelho: ____/____/____

Grau da osteoartrite: _____

Grau valgo / varo mensurado na radiografia: _____

Utiliza joelheira: () Sim () Não

ANEXO E – Cartilha para utilização da joelheira

Instituto de Ortopedia e Traumatologia do HC FMUSP

Nome do paciente: _____

Data de início: ____ / ____ / ____

Data do retorno: ____ / ____ / ____

Fisioterapeuta: Adriana Lucia Pastore e Silva

Credito 3 / 51683-F

Telefone para contato: (11) 99732-6681

O presente material faz parte da Tese de Doutorado da fisioterapeuta Adriana Lucia Pastore e Silva, sob orientação do Prof. Dr. Alberto Tesconi Croci.

A sua reprodução é proibida sem prévia autorização.

Orientações para preenchimento da cartilha de utilização:

1. Preencher todos os campos diariamente com o máximo de detalhes possível.
2. Caso necessário solicite ajuda a algum familiar.

Orientações para uso da joelheira:

1. Utilizar o máximo possível, inclusive para atividades dentro de casa e caminhadas.
2. Se não utilizar em algum dia, anotar o motivo.
3. Para melhorar o conforto, pode colocar por cima de uma calça justa ou meia cortada na região do joelho para evitar que machuque a pele.
4. Para limpar a joelheira só utilizar um pano com água.
5. Caso haja algum problema entrar em contato com a fisioterapeuta Adriana ou a Suellen no Instituto.
6. O retorno será em 2 meses após a colocação da joelheira.
7. No retorno serão realizados novos questionários e a avaliação da força e equilíbrio.
8. **Sua participação é muito importante. Compareça nas avaliações e anote todos os dias como utilizou sua joelheira.**

01- Dia: ____ / ____ / ____

Utilizou: () Sim () Não Quanto tempo? _____

Se não, por que? _____

Tomou remédio para dor: () Sim () Não Qual? _____

Qual a quantidade do remédio? _____

Atividades realizadas no dia: _____

A joelheira machucou? () Sim () Não

Observações: _____

02- Dia: ____ / ____ / ____

Utilizou: () Sim () Não Quanto tempo? _____

Se não, por que? _____

Tomou remédio para dor: () Sim () Não Qual? _____

Qual a quantidade do remédio? _____

Atividades realizadas no dia: _____

A joelheira machucou? () Sim () Não

Observações: _____

03 - Dia: ____ / ____ / ____

Utilizou: () Sim () Não Quanto tempo? _____

Se não, por que? _____

Tomou remédio para dor: () Sim () Não Qual? _____

Qual a quantidade do remédio? _____

Atividades realizadas no dia: _____

A joelheira machucou? () Sim () Não

Observações: _____

ANEXO F – Quadro com os dados individuais das medidas realizadas para a confecção das órteses (em cm), discos de adaptação (e mm) e tempo médio diário de utilização (em horas)

Paciente	Circunferência da patela	15 cm acima	15 cm abaixo	20 cm acima	20 cm abaixo	Tamanho do disco	Tempo médio de utilização	Devolução da cartilha
Caso 1	40	45	36	49	33	4 mm	7	Não
Caso 2	37	42	36	46	34	4 mm	8	Sim
Caso 3	35,5	38	34	42,5	29,5	4 mm	6	Sim
Caso 4	43	61	38	64	32,5	4 mm	5,5	Não
Caso 5	44,5	54,5	42	57	36,5	4 mm	8	Sim
Caso 6	38,5	48,5	27	53	33,5	4 mm	7	Não
Caso 7	43,5	56,5	37,5	60	31,5	4 mm	6,5	Sim
Caso 8	41	50,5	36	53	31	4 mm	4	Sim
Caso 9	37	46	34	46	27,5	8 mm	7	Sim
Caso 10	37	43	32	48	28	4 mm	6,5	Sim
Caso 11	48,5	65	42	67	35,5	4 mm	8	Sim
Caso 12	36	44,5	35	49	34	4 mm	7	Não
Caso 13	42	53	39	56,5	33,5	4 mm	6	Sim
Caso 14	41	54,5	34	59	27,5	4 mm	4	Sim
Caso 15	33	41	27	45	23	8 mm	6,5	Sim
Caso 16	39	49,5	35,5	51	30	4 mm	7,5	Não
Caso 17	34	42	33	48	29	4 mm	7	Sim
Caso 18	38	49	36	54	34	4 mm	8	Sim
Caso 19	42	50	35	51	32	4 mm	8	Sim
Caso 20	39	51	38	58	32	4 mm	6	Sim
Caso 21	42	49	39	52	34,5	4 mm	6,4	Sim
Caso 22	49	62	43	66	36	4 mm	3	Sim
Caso 23	35	41	33,5	44	31	4 mm	5	Sim
Caso 24	36,5	45	33,5	49	29	8 mm	6	Sim
Caso 25	46	55,5	39,5	61	36	4 mm	8	Sim
Caso 26	41,5	56,5	38	60	32	4 mm	8	Sim
Caso 27	42	59	40	62	32	4 mm	7	Sim

9 REFERÊNCIAS

9 REFERÊNCIAS

AAOS – American Academy of Orthopedic Surgeons. Knee Brace Seminar Report. August 17-18, Chicago, IL, USA, 1984.

Ahlbäck S. Osteoarthritis of the knee. A radiographic investigation. *Acta Radiol Diagn (Stockh)*. 1968;Suppl 277:7-72.

Albuquerque R, Barretto J, Carvalho A, Pinheiro V, Mercante B, Assis D. Análise comparativa da mensuração do eixo anatômico do joelho. *Rev Port Ortop Traum*. 2012; 20(1):81-6.

Albuquerque RP, Carvalho ACP, Giordano V, Djahjah MC, Amaral NP. Estudo comparativo entre incidências radiográficas para a osteoartrose do joelho. *Ata Reumatol Port*. 2009; 34:380-7.

Alencar MA, Arantes PMM, Dias JMD, Kirkwood RNP, Pereira LSM, Dias RC. Muscular function and functional mobility of faller and non-faller elderly women with osteoarthritis of the knee. *Braz J Med Biol Res*. 2007;40(2):277-83.

Alexander NB. Postural Control in older adults. *J Am Geriatr Soc*. 1994;42(1):93-108.

Alexandre S, Cordeiro RC, Ramos LR. Fatores associados à qualidade de vida em idosos com osteoartrite de joelho. *Fisioter Pesqui*. 2008; 15(4):326-32.

Altman R, Asch E, Bloch D, Bole G, Borenstein D, Brandt K, Christy W, Cooke TD, Greenwald R, Hochberg M, et al. Development of criteria for the classification and reporting of osteoarthritis. Classification of osteoarthritis of the knee. Diagnostic and Therapeutic Criteria Committee of the American Rheumatism Association. *Arthritis Rheum.* 1986;29(8):1039-49.

Amin S, Luepongsak N, McGibbon CA, LaValley MP, Krebs DE, Felson DT. Knee adduction moment and development of chronic knee pain in elders. *Arthritis Rheum* 2004; 51(3):371-6.

An BC, Fang K, Wang Y, Zeng YM, Dai KR. New variables for measuring joint space width to evaluate knee osteoarthritis. *Chin Med J (Engl).* 2011;124(23):3886-90.

Andriacchi TP, Koo S, Scanlan SF. Gait mechanics influence healthy cartilage morphology and osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91 (Suppl 1):95-101.

Aquino MA, Leme LE, Amatuzzi MM, Greve JM, Terreri AS, Andrusaitis FR, Nardelli JC. Isokinetic assessment of knee flexor/extensor muscular strength in elderly women. *Rev Hosp Clin Fac Med Sao Paulo.* 2002;57(4):131-4.

Aquino MA, Leme LE. Isokinetic dynamometry in elderly women undergoing total knee arthroplasty: a comparative study. *Clinics (Sao Paulo).* 2006;61(3):215-22.

Arazpour M, Bani MA, Hutchins SW, Jones RK, Babadi MH. Frontal plane corrective ability of a new unloader orthosis for medial compartment of the knee. *Prosthet Orthot Int.* 2013;37(6):481-8.

Arazpour, M, Bani MA, Maleki M, Ghomshe FT, Kashani RV, Hutchins SW. Comparison of the efficacy of laterally wedged insoles and bespoke unloader knee orthoses in treating medial compartment knee osteoarthritis. *Prosthetics and Orthotics International.* 2012;37(1):50-57.

Astephen JL, Deluzio KJ, Caldwell GE, Dunbar MJ, Hubley-Kozey CL. Gait and neuromuscular pattern changes are associated with differences in knee osteoarthritis severity levels. *J Biomech.* 2008;41(4):868-76.

Astephen JL, Deluzio KJ. Changes in frontal plane dynamics and the loading response phase of the gait cycle are characteristic of severe knee osteoarthritis application of a multidimensional analysis technique. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2005;20(2):209-17.

Ayral X, Pickering EH, Woodworth TG, Mackillop N, Dougados M. Synovitis: a potencial predictive factor of structural progression of medial tibiofemoral knee osteoarthritis – results of a 1 year longitudinal arthroscopic study in 422 patients. *Osteoarthritis Cartilage.* 2005; 13(5):361-7.

Baker K, Goggins J, Xie H, Szumowski K, LaValley M, Hunter DJ, Felson DT. A randomized crossover trial of a wedged insole for treatment of knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 2007; 56(4):1198–1203.

Barela AMF, Duarte M. Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana. *Brazilian Journal of Motor Behavior*. 2011;6(1):56-61.

Baron R. Normative data for muscle strength in relation to age, knee angle and velocity. *Wien Med Wochenschr*. 1995;145(22):600-6.

Bates A, Hanson N. *Exercícios aquáticos*. São Paulo: Manole; 1998.

Bates BT, Dufek JS, Davis HP. The effect of trial size on statistical power. *Med Sci Sports Exerc*. 1992;24(9):1059-65.

Beasley WC. Influence of method on estimates of normal knee extensor force among normal and postpolio children. *Phys Ther Rev*. 1956;36(1):21-41.

Beaudreuil J, Bendaya S, Faucher M, Coudeyre E, Ribinik P, Revel M, Rannou F. Clinical practice guidelines for rest orthosis, knee sleeves, and unloading knee braces in knee osteoarthritis. *Joint Bone Spine*. 2009;76(6):629-36.

Beaudreuil J. Orthoses for osteoarthritis: A narrative review. *Ann Phys Rehabil Med*. 2017;60(2):102-106.

Bellamy N, Buchanan WW, Goldsmith CH, Campbell J, Stitt LW. Validation study of WOMAC: a health status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee.

J Rheumatol. 1988;15(12):1833-40.

Bellamy N, Campbell J, Robinson V, Gee T, Bourne R, Wells G. Intraarticular corticosteroid for treatment of osteoarthritis of the knee. *Cochrane Database Syst Rev.* 2006;(2):CD005328.

Benedetti MG, Catani F, Leardini A, Pignotti E, Giannini S. Data management in gait analysis for clinical applications. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 1998;13(3):204-15

Bennel KL, Hall M, Hinman RS. Osteoarthritis year in review 2015: rehabilitation and outcomes. *Osteoarthritis Cartilage.* 2016;24(1):58-70.

Bennell K, Hinman R. Exercise as a treatment for osteoarthritis. *Curr Opin Rheumatol.* 2005;17(5):634-40.

Berchuck M, Andriacchi TP, Bach BR, Reider B. Gait adaptations by patients who have a deficient anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am.* 1990;72(6):871-7.

Berenbaum F. Diabetes induced osteoarthritis: from a new paradigm to a new phenotype. *Postgrad Med J.* 2012;88(1038):240-2.

Berman AT, Bosacco SJ, Israelite C. Evaluation of total knee arthroplasty using isokinetic testing. *Clin Orthop Relat Res.* 1991;(271):106-13.

Berry H, Bird HA, Black C, Blake DR, Freeman AM, Golding DN, Hamilton EB, Jayson MI, Kidd B, Kohn H, et al. A double blind, multicentre, placebo controlled trial of lornoxicam in patients with osteoarthritis of the hip and knee. *Ann Rheum Dis*. 1992;51(2):238-42.

Birmingham TB, Hunt MA, Jones IC, Jenkyn TR, Giffin JR. Test-retest reliability of the peak knee adduction moment during walking in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum*. 2007;57(6):1012-7.

Birmingham TB, Kramer JF, Kirley A, Inglis JT, Spaulding SJ, Vandervoort AA. Knee bracing for medial compartment osteoarthritis: effects on proprioception and postural control. *Rheumatology (Oxford)*. 2001;40(3):285-9.

Blaszczyk JW. Sway ratio – a new measure for quantifying postural stability. *Acta Neurobiol Exp (Wars)*. 2008;68(1):51-7.

Bolanos AA, Colizza WA, McCann PD, Gotlin RS, Wootten ME, Kahn BA, Insall JN. A comparison of isokinetic strength testing and gait analysis in patients with posterior cruciate-retaining and substituting knee arthroplasties. *Arthroplasty*. 1998;13(8):906-15.

Bonnet CS, Walsh DA. Osteoarthritis, angiogenesis, and inflammation. *Rheumatology (Oxford)*. 2005;44(1):7-16.

Borjesson M, Weidenhielm L, Mattson E, Olsson E. Gait and clinical measurements in patients with knee osteoarthritis after surgery: a prospective 5-year follow-up study.

Knee. 2005;12(2):121-7.

Borus T, Thornhill T. Unicompartmental knee arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg*. 2008;16(1):9-18.

Brech GC, Luna NMS, Alonso AC, Greve JMA. Positive correlation of postural balance evaluation by two different devices in community dwelling women. *MedicalExpress*. 2016;3(2):1-6.

Brech, GC, Ciolac EG, Secchi LL, Alonso AC, Greva JMA. The effects of motor learning on clinical isokinetic performance of postmenopausal women. *Maturitas*. 2011;70(4):379-82.

Brouwer RW, Jakma TS, Verhagen AP, Verhaar JA, Bierma-Zeinstra SM. Braces and orthoses for treating osteoarthritis of the knee. *Cochrane Database Syst Rev*. 2005;(1):CD004020.

Brouwer RW, Raaij TMV, Verhaar JAN, Coene LNJEM, Bierma-zeinstra SMA. Órtese treatment for osteoarthritis of the knee: a prospective randomized multi-centre trial. *Osteoarthritis Cartilage*. 2006;14(8):777-83.

Brown GM, Dare CM, Smith PR, Meyers OL. Important problems identified by patients with chronic arthritis. *S Afr Med J*. 1987;72(2):126-8.

Bruni BM, Granado FB, Prado RA. Avaliação do equilíbrio postural em idosos praticantes de hidroterapia em grupo. *Mundo Saúde*. 2008;32(1):56-63.

Bruyère O, Cooper C, Arden N, Branco J, Brandi ML, Herrero-Beaumont G, et al. Can we identify patients with high risk of osteoarthritis progression who will respond to treatment? A focus on epidemiology and phenotype of osteoarthritis. *Drugs Aging*. 2015;32(3):179-87.

Busija L, Bridgett L, Williams SR, Osborne RH, Buchbinder R, March L, Fransen M. Osteoarthritis. *Best Pract Res Clin Rheumatol*. 2010;24(6):757-68.

Callaghan MJ, Parkes MJ, Hutchinson CE, Gait AD, Forsythe LM, Marjanovic EJ, Lunt M, Felson DT. A randomised trial of a brace for patellofemoral osteoarthritis targeting knee pain and bone marrow lesions. *Ann Rheum Dis*. 2015;74(6):1164-70.

Calmels PM, Nellen M, van der Borne I, Jourdin P, Minaire P. Concentric and eccentric isokinetic assessment of flexor-extensor torque ratios at the hip, knee and ankle in a sample population of healthy subjects. *Arch Phys Med Rehabil*. 1997;78(11):1224-30.

Camanho GL, Imamura M, Arendt-Nielsen L. Gênese da dor na artrose. *Rev Bras Ortop*. 2011;46(1):14-7.

Cappello A, Lenzi D, Chiari L. Periodical in-situ re-calibration of force platforms: a new method for the robust estimation of the calibration matrix. *Med Biol Eng Compt*. 2004; 42(3):350-5.

Carlson JM, French J. Knee orthoses for valgus protection. Experiments on 11 designs with related analyses of orthosis length and rigidity. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;(247):175-92.

Carpenter MG, Frank JS, Silcher CP, Peysar GW. The influence of postural threat on the control of upright stance. *Exp Brain Res.* 2001;138(2):210-8.

Chiu AY, Au-Yeng SS, Lo SK. A comparison of four functional tests in discriminating fallers from non-fallers in older people. *Disabil Rehabil.* 2003;25(1):45-50.

Clark RA, Bryant AL, Pua Y, McCrory P, Bennell K, Hunt M. Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board for assessment of standing balance. *Gait Posture.* 2010;31(3):307-10.

Collins A, Blackburn T, Olcott C, Jordan JM, Yu B, Weinhold P. A kinetic and kinematic analysis of the effect of stochastic resonance electrical stimulation and knee sleeve during gait in osteoarthritis of the knee. *J Appl Biomech.* 2014;30(1):104-12.

Conrozier T, Marre JP, Payen-Champenois C, Vignon E. National survey on the non-pharmacological modalities prescribed by French general practitioners in the treatment of lower limb (knee and hip) osteoarthritis. Adherence to the EULAR recommendations and factors influencing adherence. *Clin Exp Rheumatol.* 2008;26(5):793-8.

Cooke TD, Li J, Scudamore RA. Radiographic assessment of bony contributions to knee deformity. *Orthop Clin North Am.* 1994;25(3):387-93.

Cooke TDV, Siu D, Fischer B. The use of standardized radiographs to identify the deformities associated with osteoarthritis. In: Noble J, Galasko CSB, editors. *Recent developments in orthopaedic surgery*. Great Britain: Manchester University Press; 1987. p. 264-73.

Coventry MB, Ilstrup DM, Wallrichs SL. Proximal tibial osteotomy: a critical long-term study of eighty-seven cases. *J Bone Joint Surg Am*. 1993;75(2):196-201.

Crossley K, Bennel KL, Wrigley T, Oakes W. Ground reaction forces, bone characteristics and tibial stress fracture in male runners. *Med Sci Sports Exerc*. 1999;31(8):1088-93.

Cudejko T, van der Esch M, van der Leeden M, van den Noort JC, Roorda LD, Lems W5, Twisk J, Steultjens M, Woodburn J, Harlaar J, Dekker J. The immediate effect of a soft knee brace on pain, activity limitations, self-reported knee instability, and self-reported knee confidence in patients with knee osteoarthritis. *Arthritis Res Ther*. 2017;19(1):260.

Daniel F, Vale R, Giani T, Bacellar S, Dantas E. Effects of physical activity program on static balances and functional autonomy in elderly women. *Maced J Med Sci*. 2010;3(1):21-6.

de Carvalho JA, Garcia RA. O envelhecimento da população brasileira: um enfoque demográfico. *Cad Saude Publica*. 2003;19(3):725-33.

De Ste Croix MBA, Deighan M, Armstrong N. Assessment and interpretation of isokinetic muscle strength during growth and maturation. *Sports Med.* 2003;33(10):727-43.

Deluzio KJ, Astephen JL. Biomechanical features of gait waveform data associated with knee osteoarthritis: an application of principal component analysis. *Gait Posture.* 2007;25(1):86-93.

Dervin GF, Stiell IG, Rody K, Grabowski J. Effect of arthroscopic débridement for osteoarthritis of the knee on health-related quality of life. *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85(1):10-9.

Dieppe P. Inflammation in osteoarthritis. *Rheumatol Rehabil.* 1978;Suppl:59-63.

Draganich L, Reider B, Rimington T, Piotrowski G, Mallik K, Nasson S. The effectiveness of self-adjustable custom and off-the-shelf bracing in the treatment of varus gonarthrosis. *J Bone Joint Surg Am.* 2006; 88(12):2645-5.

Draper ER, Cable JM, Sanchez-Ballester J, Hunt N, Robinson JR, Strachan RK. Improvement in function after valgus bracing of the knee. *J Bone Joint Surg Br.* 2000;82(7):1001-5.

Duarte M, Freitas SM. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Rev Bras Fisioter.* 2010;14(3):183-92.

Duarte M, Zatsiorsky VM. Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. *Exp Brain Res*. 2002;146(1):60-9.

Duffy GP, Trousdale RT, Stuart MJ. Total knee arthroplasty in patients 55 years old or younger. 10- to 17-year results. *Clin Orthop Relat Res*. 1998;(356):22-7.

Duivenvoorden T, Brouwer RW, van Raaij TM, Verhagen AP, Verhaar JA, Bierma-Zeinstra SM. Braces and orthoses for treating osteoarthritis of the knee. *Cochrane Database Syst Rev*. 2015;(3):CD004020.

Durwart BR, Baer GD, Rowe PJ. Movimento funcional humano – mensuração e análise. In: Lees A, editor. *Correr*. São Paulo: Editora Manole; 2001. p.123-33.

Dvir Z. Equipamento, parâmetros de teste e resultados em testes. In: Dvir Z, editor. *Isocinética: avaliações musculares, interpretações e aplicações clínicas*. São Paulo: Editora Manole; 2002. p.799-802.

Englund M. The role of biomechanics in the initiation and progression of OA of the knee. *Best Pract Res Clin Rheumatol*. 2010;24(1):39-46.

Era P, Sainio P, Koskinen S, Haavisto P, Vaara M, Aromaa A. Postural balance in a random sample of 7.979 subjects aged 30 years and over. *Gerontology*. 2006;52(4):204-13.

Esrafilian A, Karimi MT, Eshraghi A. Design and evaluation of a new type of knee orthosis to align the mediolateral angle of the knee joint with osteoarthritis. *Adv Orthop* 2012;2012:104927.

Fantini Pagani CH, Hinrichs M, Brüggemann GP. Kinetic and kinematic changes with the use of valgus knee órtese and lateral wedge insoles in patients with medial knee osteoarthritis. *J Orthop Res.* 2012;30(7):1125-32.

Fantini Pagani CH, Willwacher S, Kleis B, Brüggemann GP. Influence of a valgus knee brace on muscle activation and co-contraction in patients with medial knee osteoarthritis. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013;23(2):490-500.

Faucher M, Poiraudau S, Lefevre-Colau MM, Rannou F, Fermanian J, Revel M. Assessment of the test-retest reliability and construct validity of a modified Lequesne index in knee osteoarthritis. *Jone Bone Spine.* 2003; 70(6):521-5.

Feehan NL, Trexler GS, Barringer WJ. The effectiveness of off-loading knee orthoses in the reduction of pain in medial compartment knee osteoarthritis: a systematic review. *J Prosthet Orthot.* 2012; 24(1):39-49.

Feeley BT, Gallo RA, Sherman S, Williams RJ. Management of osteoarthritis of the knee in the active patient. *J Am Acad Orthop Surg.* 2010;18(7):406-16.

Felson DT, McLaughlin S, Goggins J, LaValley MP, Gale ME, Totterman S, Li W, Hill C, Gale D. Bone marrow edema and its relation to progression of knee osteoarthritis. *Ann*

Intern Med. 2003;139(5 Pt 1):330-6.

Felson DT, Naimark A, Anderson J, Kazis L, Castelli W, Meenan RF. The prevalence of knee osteoarthritis in the elderly. The Framingham Osteoarthritis Study. *Arthritis Rheum.* 2005; 30(8):914-8.

Felson DT, Zhang Y, Anthony JM, Naimark A, Anderson JJ. Weight loss reduces the risk for symptomatic knee osteoarthritis in women. The Felson Framingham Study. *Ann Intern Med.* 1992;116(7):535-9.

Fernandes MI. *Tradução e validação do questionário de qualidade de vida específico para osteoartrose WOMAC (Western Ontario McMaster Universities) para a língua portuguesa* [dissertação]. São Paulo: Escola Paulista de Medicina, Universidade Federal de São Paulo; 2003.

Ferreira OGL, Maciel SC, Costa SMG, Silva AO, Moreira MASP. Active aging and its relationship to functional independence. *Texto & contexto Enferm.* 2012; 21(3):513-8.

Focht BC, Garver MJ, Devor ST, Dials J, Lucas AR, Emery CF, Hackshaw KV, Rejeski WJ. Group-mediated physical activity promotion and mobility in sedentary patients with knee osteoarthritis: results from the IMPACT-pilot trial. *J Rheumatol.* 2014;41(10):2068-77.

Fond J, Rodin D, Ahmad S, Nirschl RP. Arthroscopic debridement for the treatment of osteoarthritis of the knee: 2- and 5-year results. *Arthroscopy.* 2002;18(8):829-34.

Foroughi N, Smith R, Vanwanseele B. The association of external knee adduction moment with biomechanical variables in osteoarthritis: a systematic review. *Knee*. 2009;16(5):303-9.

Forsyth CB, Cole A, Murphy G, Bienias JL, Im HJ, Loeser RF Jr. Increased matrix metalloproteinase-13 production with aging by human articular chondrocytes in response to catabolic stimuli. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2005;60(9):1118-24.

Freitas SM, Prado JM, Duarte M. The use of a safety harness does not affect body sway during quiet standing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2005;20(3):336-9.

Frischknecht R. Effect of training on muscle strength and motor function in the elderly. *Reprod Nutr Dev*. 1998;38(2):167-74.

Fujita T, Nakamura S, Ohue M, Fujii Y, Miyauchi A, Takagi Y, Tsugeno H. Effect of age on body sway assessed by computerized posturography. *J Bone Miner Metab*. 2005;23(2):152-6.

Gélis A, Coudeyre E, Hudry C, Pelissier J, Revel M, Rannou F. Is there an evidence-based efficacy for the use of foot orthotics in knee and hip osteoarthritis? Elaboration of French clinical practice guidelines. *Joint Bone Spine*. 2008;75(6):714-20.

Gidwani S, Tauro B, Whitehouse S, Newman JH. Do patients need to earn total knee arthroplasty? *J Arthroplasty*. 2003;18(2):199-203.

Gök H, Ergin S, Yavuzer G. Kinetic and kinematic characteristics of gait in patients with medial knee arthrosis. *Acta Ortop Scand*. 2002;73(6):647-52.

Goodwin JS, Creighton RA, Pietrosimone BG, Spang JT, Blackburn JT. Medial unloader braces and lateral heel wedges do not alter gait biomechanics in healthy young adults. *J Sport Rehabil*. 2018;24:1-22.

Greve JM, Plapler PG, Seguchi HH, Pastor EMH, Battistella LR. Tratamento fisioterápico da dor na osteoartrose. *Rev Hosp Clin Fac Med Sao Paulo*. 1992;47(4):185-9.

Grimston SK, Nigg BM, Fisher V, Aiemian SV. External loads throughout a 45 minute run in stress fracture and non-stress fracture runners. In: *Proceeding of the 14th ISB Congress*. Paris; 1993. p.512-3.

Gross MT, Credle JK, Hopkins LA, Kollins TM. Validity of knee flexion and extension peak torque prediction models. *Phys Ther*. 1990;70(1):3-10.

Haibach PS, Slobounov SM, Newell KM. The potencial applications of a virtual moving environment for assessing falls in elderly adults. *Gait Posture*. 2008;27(2):303-8.

Hanssen AD, Stuart MJ, Scott RD, Scuderi GR. Surgical options for the middle-aged patient with osteoarthritis of the knee joint. *Instr Course Lect*. 2001;50:499-511.

Hassan BS, Mockett S, Dohert M. Static postural sway, proprioception, and maximal voluntary quadriceps contraction in patients with knee osteoarthritis and normal control

subjects. *Ann Rheum Dis.* 2001;60(6):612-618.

Hayashi D, Englund M, Roemer FW, Niu J, Sharma L, Felson DT, Crema MD, Marra MD, Segal NA, Lewis CE, Nevitt MC, Guermazi A. Knee malalignment is associated with an increased risk for incident and enlarging bone marrow lesions in the more loaded compartments: the MOST study. *Osteoarthritis Cartilage.* 2012;20(11):1227-33.

Heijink A, Gomoll AH, Madry H, Drobnič M, Filardo G, Espregueira-Mendes J, Van Dijk CN. Biomechanical considerations in the pathogenesis of osteoarthritis of the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012;20(3):423-35.

Hepper CT, Halvorson JJ, Duncan ST, Gregory AJ, Dunn WR, Spindler KP. The efficacy and duration of intra-articular corticosteroid injection for knee osteoarthritis: a systematic review of level I studies. *J Am Acad Orthop Surg.* 2009;17(10):638-46.

Hewett TE, Noyes FR, Barber-Westin SD and Heckmann TP. Decrease in knee joint pain and increase in function in patients with medial compartment arthrosis: a prospective analysis of valgus bracing. *Orthopedics* 1998; 21(2):131-8.

Hillstrom HJ, Brower DJ, Bhimji S. Assessment of conservative realignment therapies for the treatment of varus knee osteoarthritis. Biomechanics and joint pathophysiology. *Gait Posture.* 2000;11(2):170-1.

Hinman RS, Bardin L, Simic M, Bennel KL. Medial arch supports do not significantly alter the knee adduction moment in people with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis*

Cartilage. 2013; 21(1):28-34.

Hinman RS, May RL, Crossley KM. Is there an alternative to the full-leg radiograph for determining knee joint alignment in osteoarthritis? *Arthritis Rheum*. 2006 Apr 15;55(2):306-13.

Hinterholz EL, Mühlen CAV. Osteoartrose. *Rev Bras Med*. 2003;60(NE):87-91.

Hislop HJ, Perrine JJ. The isokinetic concept of exercise. *Phys Ther*. 1967;47(2):114-7.

Holt HL, Katz JN, Reichmann WM, Gerlovin H, Wright EA, Hunter DJ, Jordan JM, Kessler CL, Losina E. Forecasting the burden of advanced knee osteoarthritis over a 10-year period in a cohort of 60-64 year-old US adults. *Osteoarthritis Cartilage*. 2011;19(1):44-50.

Horlick SG, Loomer RL. Valgus knee bracing for medical gonarthrosis. *Clin J Sports Med*. 1993; 3(4):251-5.

Hortobagyi T, Westerkamp L, Beam S, Moody J, Garry J, Holbert D, Devita P. Altered hamstring-quadriceps muscle balance in patients with knee osteoarthritis. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 2005;20(1):97-104.

Huch K, Kuettner KE, Dieppe P (editors). Osteoarthritis in ankle and knee joints. *Semin Arthritis Rheum*. 1997;26(4):667-74.

Hunter DJ, Harvey W, Gross KD, Felson D, Mccree P, Hirko K, Zhang B, Bennell K. A randomized trial of patellofemoral bracing for treatment of patellofemoral osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*. 2011;19(7):792-800.

Hurley MV, Rees J, Newham DJ. Quadriceps function, proprioceptive acuity and function performance in healthy young, middle-aged and elderly subjects. *Age Ageing*. 1998;27(1):55-62.

Hurley MV, Scott DL, Rees J, Newham DJ. Sensorimotor changes and functional performance in patients with knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis*. 1997;56(11):641-48.

Hurley MV. Muscle dysfunction and effective rehabilitation of knee osteoarthritis: what we know and what we need to find out. *Arthritis Rheum*. 2003;49(3):444-52.

Hurwitz DE, Ryals AB, Case JP, Block JA, Andriacchi TP. The knee adduction moment during gait in subjects with knee osteoarthritis is more closely correlated with static alignment than radiographic disease severity, toe out angle and pain. *J Orthop Res*. 2002;20(1):101-7.

Hurwitz DE, Sumner DR, Andriacchi TP, Sugar DA. Dynamic knee loads during gait predict proximal tibial bone distribution. *J Biomech*. 1998;31(5):423-30.

Hurwitz DE, Ryals AB, Case JP, Block JA, Andriacchi TP. The knee adduction moment during gait in subjects with knee osteoarthritis is more closely correlated with static alignment than radiographic disease severity, toe out angle and pain. *J Orthop Res*.

2006;20(1):101-7.

Hussain SM, Neilly DW, Baliga S, Patil S, Meek R. Knee osteoarthritis: a review of management options. *Scott Med J*. 2016;61(1):7-16.

IBGE – INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. Dados sobre População do Brasil, PNAD (Pesquisa Nacional por Amostra de Domicílios); 2010.

Inouye K, Pedrazzani ES, Pavarini SCI. Octogenários e cuidadores: perfil sócio-demográfico e correlação da variável qualidade de vida. *Texto & contexto Enferm*. 2008;17(2):15-21.

Irrgang JJ, Snyder-Mackler L, Wainner RS, Fu FH, Harner CD. Development of a patient-reported measure of function of the knee. *J Bone Joint Surg Am*. 1998;80(8):1132-45.

Issa RI, Griffin TM. Pathobiology of obesity and osteoarthritis: integrating biomechanics and inflammation. *Pathobiol Aging Age Relat Dis*. 2012 May 9;2(2012).

Jafarnezhadgero AA, Oliveira AS, Mousavi SH, Madadi-Shad M. Combining valgus knee brace and lateral foot wedges reduces external forces and moments in osteoarthritis patients. *Gait Posture*. 2018;59:104-10.

Jamtvedt G, Dahm KT, Christie A, Moe RH, Haavardsholm E, Holm I, Hagen KB. Physical therapy interventions for patients with osteoarthritis of the knee: an overview of systematic reviews. *Phys Ther*. 2008;88(1):123-36.

Jensen MP, Chen C, Brugger AM. Interpretation of visual analog scale ratings and change scores: a reanalysis of two clinical trials of postoperative pain. *J Pain*. 2003;4(7):407-14.

Johnson F, Leitzl S, Waugh W. The distribution of load across the knee. A comparison of static and dynamic measurements. *J Bone Joint Surg Br*. 1980;62(3):346-9.

Jones RK, Nester CJ, Richards JD, Kim WY, Johnson DS, Jari S, Laxton P, Tyson, SF. A comparison of the biomechanical effects of valgus knee braces and lateral wedged insoles in patients with knee osteoarthritis. *Gait Posture*. 2013;37(3):368-72.

Jørgensen KT, Pedersen BV, Nielsen NM, Hansen AV, Jacobsen S, Frisch M. Socio-demographic factors, reproductive history and risk of osteoarthritis in a cohort of 4.6 million Danish women and men. *Osteoarthritis Cartilage*. 2011;19(10):1176-82.

Kannus P. Isokinetic evaluation of muscular performance: implications for muscle testing and rehabilitation. *Int J Sports Med*. 1994;15 Suppl 1:S11-8.

Kaufman KR, Hughes C, Morrey BF, Morrey M, An KN. Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. *J Biomech*. 2001;34(7):907-15.

Kellgren JH, Lawrence JS. Radiological assessment of rheumatoid arthritis. *Ann Rheum Dis*. 1957;16(4):485-93.

Khan SJ, Khan SS, Usman J, Mokhtar AH, Abu Osman NA. Combined effects of knee brace, laterally wedged insoles and toe-in gait on knee adduction moment and balance in

moderate medial knee osteoarthritis patients. *Gait Posture*. 2018;61:243-9.

Kirkley A, Webster-Bogaert S, Litchfield R, Amendola A, MacDonald S, McCalden R, Fowler P. The effect of bracing on varus gonarthrosis. *J Bone Joint Surg Am*. 1999;81(4):539-48.

Kiss RM. Effect of severity of knee osteoarthritis on the variability of gait parameters. *J Electromyogr Kinesiol*. 2011;21(5):695-703.

Knoop J, van der Leeden M, Roorda LD, Thorstensson CA, van der Esch M, Peter WF, de Rooij M, Lems WF, Dekker J, Steultjens MP. Knee joint stabilization therapy in patients with osteoarthritis of the knee: a randomized, controlled trial. *J Rehabil Med*. 2014;46(7):703-7.

Ko SU, Ling SM, Schreiber C, Nesbitt M, Ferrucci L. Gait patterns during different walking conditions in older adults with and without knee osteoarthritis--results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. *Gait Posture*. 2011;33(2):205-10.

Komistek RD, Dennis DA, Northcut EJ, Wood A, Parker AW, Traina SM. An in vivo analysis of the effectiveness of the osteoarthritic knee brace during heel-strike of gait. *J Arthroplasty*. 1999;14(6):738-42.

Konttinen YT, Sillat T, Barreto G, Ainola M, Nordström DC. Osteoarthritis as an autoinflammatory disease caused by chondrocyte-mediated inflammatory responses. *Arthritis Rheum*. 2012;64(3):613-6.

Kottke FJ, Stillwell GK, Lehmann JF. *Krusen's hand-book of physical medicine and rehabilitation*. 3ed. Philadelphia: WB Saunders; 1982.

Krauss I, List R, Janssen P, Grau S, Horstmann T, Stacoff A. Comparison of distinctive gait variables using two different biomechanical models for knee joint kinematics in subjects with knee osteoarthritis and healthy controls. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 2012;27(3):281-6.

Küchemann BA. Envelhecimento populacional, cuidado e cidadania: velhos dilemas e novos desafios. *Soc Estado*. 2012; 27(1):165-80.

Kutner MH, Nachtsheim CJ, Neter J, Li W. *Applied linear statistical models*. 5ed. New York: McGraw-Hill: Irwin; 2005.

Langer S. *A practical manual of clinical electrodiagnosis*. 2ed. Deer Park, NY: Langer Foundation for Biomechanics, Sports Medicine Research; 1989.

Larsen BL, Jacofsky MC, Brown JA, Jacofsky DJ. Valgus bracing affords short-term treatment solution across walking and sit-to-stand activities. *Arthroplasty*. 2013;28(5):792-7.

Lebrão M, Laurenti R. Saúde, bem-estar e envelhecimento: o estudo SABE no município de São Paulo. *Rev Bras Epidemiol*. 2005; 8(2):127-41.

Lequesne MG, Mery C, Samson M, Gerard P. Indexes of severity for osteoarthritis of the hip and knee. Validation--value in comparison with other assessment tests. *Scand J Rheumatol Suppl.* 1987;65:85-9.

Lewek MD, Scholz J, Rudolph KS, Snyder-Mackler L. Stride-to-stride variability of knee motion in patients with knee osteoarthritis. *Gait Posture.* 2006;23(4):505-11.

Li LC, Maetzel A, Pencharz JN, Maguire L, Bombardier C; Community Hypertension and Arthritis Project (CHAP) Team. Use of mainstream nonpharmacologic treatment by patients with arthritis. *Arthritis Rheum.* 2004;51(2):203-9.

Lindenfeld TN, Hewett TE and Andriacchi TP. Joint loading with valgus bracing in patients with varus gonarthrosis. *Clin Orthop Relat Res.* 1997;(344):290-7.

Liu X, Zhang M. Redistribution of knee stress using laterally wedged insole intervention: finite element analysis of knee-ankle-foot complex. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2013;28(1):61-7.

Lloyd DG, Buchanan TS. A model of load sharing between muscles and soft tissues at the human knee during static tasks. *J Biomech Eng.* 1996;118(3):367-76.

Loeser RF. Aging and osteoarthritis. *Curr Opin Rheumatol.* 2011;23(5):492-6.

Lord SR, Clark RD, Webster IW. Postural stability and associated physiological factors in a population of aged persons. *J Gerontol.* 1991;46(3):M69-76.

Lord SR, Menz HB. Visual contributions to postural stability in older adults. *Gerontology*. 2000;46(6):306-10.

Loudon J, Swift M, Bell S. *The clinical orthopedic assessment guide*. 2ed. Kansas: Human Kinetics; 2008. p. 395-408.

Luna NMS. *Análise isocinética do tornozelo e das forças de reação de solo em corredores de longa distância e triatletas* [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2010.

Maki BE, Holliday PJ, Topper AK. A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *J Gerontol*. 1994;49(2):M72-84.

Maki BE, Holliday PJ, Topper AK. Fear of falling and postural performance in the elderly. *J Gerontol*. 1991;46(4):M123-31.

Maly MR, Culham EG, Costigan PA. Static and dynamic biomechanics of foot orthoses in people with medial compartment knee osteoarthritis. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 2002;17(8):603-10.

Mark FC, Oliveira LM, Bellini CG, Ribeiro MCC. Tradução e validação cultural do Questionário Algodfuncional de Lequesne para osteoartrite de joelhos e quadris para a língua portuguesa. *Rev Bras Reumatol*. 2006;46(4):253-60.

Masui T, Hasegawa Y, Yamaguchi J, Kanoh T, Ishiguro N, Suzuki S. Increasing postural sway in rural-community-dwelling elderly persons with knee osteoarthritis. *J Orthop Sci.* 2006;11(4):353-8.

Matsuno H, Kadowaki KM, Tsuji H. Generation II knee bracing for severe medial compartment osteoarthritis of the knee. *Arch Phys Med Rehabil.* 1997; 78(7):745-9.

Maurer C, Mergner T, Peterka RJ. Abnormal resonance behavior of the postural control loop in Parkinson's disease. *Exp Brain Res.* 2004;157(3):369-76.

Mauricio E, Sliepen M, Rosenbaum D. Acute effects of different orthotic interventions on knee loading parameters in knee osteoarthritis patients with varus malalignment. *Knee.* 2018;25(5):825-833.

Mazzuca SA, Page MC, Meldrum RD, Brandt KD, Petty-Saphon S. Pilot study of the effects of a heat-retaining knee sleeve on joint pain, stiffness, and function in patients with knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 2004;51(5):716-21.

McAlindon TE, Cooper C, Kirwan JR, Dieppe PA. Determinants of disability in osteoarthritis of the knee. *Ann Rheum Dis.* 1993;52(6):258-62.

McWalter EJ, Hunter DJ, Harvey WF, McCree P, Hirko KA, Felson DT, Wilson DR. The effect of a patellar brace on three-dimensional patellar kinematics in patients with lateral patellofemoral osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage.* 2011;19(7):801-8.

Meereis ECW, Gonçalves MP. Review of dynamic posturography: a tool for assessing the balance of elderly. *Rev Kairós Gerontol.* 2011;14(2):81-9.

Messier SP, Glasser JL, Ettinger WH Jr, Craven TE, Miller ME. Declines in strength and balance in older adults with chronic knee pain: a 30-month longitudinal, observational study. *Arthritis Rheum.* 2002;47(2):141-8.

Messier SP, Loeser RF, Miller GD, Morgan TM, Rejeski WJ, Sevick MA, Ettinger WH Jr, Pahor M, Williamson JD. Exercise and dietary weight loss in overweight and obese older adults with knee osteoarthritis: the arthritis, diet, and activity promotion trial. *Arthritis Rheum.* 2004;50(5):1501-10.

Metsavaht L, Leporace G, de Mello Sposito MM, Riberto M, Batista LA. What is the best questionnaire for monitoring the physical characteristics of patients with knee osteoarthritis in the Brazilian population? *Rev Bras Ortop.* 2011;46(3):256-61.

Miyazaki T, Wada M, Kawahara H, Sato M, Baba H, Shimada S. Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis.* 2002;61(7):617-22.

Mohammadi F, Taghizadeh S, Ghaffarinejad F, Khorrami M, Sobhani S. Proprioception, dynamic balance and maximal quadriceps strength in females with knee osteoarthritis and normal control subjects. *Int J Rheumatol.* 2008;11(1):39-44.

Molczyk L, Thigpen LK, Eickhoff J, Goldgar D, Gallagher JC. Reliability of Testing the Knee Extensors and Flexors in Healthy Adult Women Using a Cybex II Isokinetic Dynamometer. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1991;14(1):37-41.

Moyer RF, Birmingham TB, Dombroski CE, Walsh RF, Leitch KM, Jenkyn TR, Giffin JR. Combined effects of a valgus knee brace and lateral wedge foot orthotic on the external knee adduction moment in patients with varus gonarthrosis. *Arch. Phys. Med. Rehab.* 2013;94(1):103-12.

Mühlen CAV. Osteoartrose: como diagnosticar e tratar. *Rev Bras Med.* 2000; 57(3):150-5.

Mundermann A, Dyrby CO, Hurwitz DE, Sharma L, Andriacchi TP. Potencial strategies to reduce medial compartment loading in patients with knee osteoarthritis of varying severity: reduced walking speed. *Arthritis Rheum.* 2004;50(4):1172-8.

Murray DW, Goodfellow JW, O'Connor JJ. The Oxford medial unicompartmental arthroplasty: a ten-year survival study. *J Bone Joint Surg Br.* 1998;80(6):983-9.

Nagano Y, Naito K, Saho Y, Torii S, Ogata T, Nakazawa K, Akai M, Fukubayashi T. Association between in vivo knee kinematics during gait and the severity of knee osteoarthritis. *Knee.* 2012;19(5):628-32.

Nardone A, Schieppati M. The role of instrumental assessment of balance in clinical decision making. *Eur J Maturitas Phys Rehabil Med.* 2010;46(2):221-37.

Norris JA, Marsh AP, Smith IJ, Kohut RI, Miller ME. Ability of static and statical mechanics posturographic measures to distinguish between age and fall risk. *J Biomech.* 2005;38(6):1263-72.

Omori G, Koga Y, Miyao M, Takemae T, Sato T, Yamagiwa H. High tibial osteotomy using two threaded pins and figure-of-eight wiring fixation for medial knee osteoarthritis: 14 to 24 years follow-up results. *J Orthop Sci.* 2008;13(1):39-45.

O'Reilly S, Jones A, Doherty M. Muscle weakness in osteoarthritis. *Curr Opin Rheumatol.* 1997;9(3):259-62.

Ornetti P, Maillfert JF, Laroche D, Morisset C, Dougados M, Gossec L. Gait analysis as a quantifiable outcome measure in hip or knee osteoarthritis: a systematic review. *Joint Bone Spine.* 2010;77(5):421-5.

Osborn O, Olefsky JM. The cellular and signaling networks linking the immune system and metabolism in disease. *Nat Med.* 2012;18(3):363-74.

Ostrowska B, Kucznski M, Dean E. Does osteoarthritis further compromise the postural stability of women with osteoporosis? *Ortop Traumatol Rehabil.* 2008;10(2):179-82.

Pagani CH, Böhle C, Potthast W, Brüggemann GP. Short-term effects of a dedicated knee orthosis on knee adduction moment, pain, and function in patients with osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil.* 2010;91(12):1936-41.

Page CJ, Hinman RS, Bennell KL. Physiotherapy management of knee osteoarthritis. *Int J Rheum Dis*. 2011;14(2):145-51.

Paulus W, Straube A, Krafczyk S, Brandt T. Differential effects of retinal target displacement, changing size and changing disparity in the control of anterior/posterior and lateral body sway. *Exp Brain Res*. 1989;78(2):243-52.

Peat G, McCarney R, Croft P. Knee pain and osteoarthritis in older adults. A review of community burden and current use of primary health care. *Ann Rheum Dis*. 2001;60(2):91-7.

Pelland L, Brosseau L, Wells G, MacLeay L, Lambert J, Lamothe C, Robinson V, Tugwell P. Efficacy of strengthening exercises for osteoarthritis (Part 1) a meta-analysis. *Phys Ther Rev*. 2004; 9(2):77-108

Perrin DH, editor. *Isokinetic exercise and assessment*. Champaign: Human Kinetics Publishers; 1993. Chap. 2 p. 35-57: Principles of isokinetic testing and exercise.

Perry J. *Gait analysis: normal and pathological function*. New Jersey: Slack Incorporated; 1992.

Pilger C, Menon MH, Mathias TA. Socio-demographic and health characteristics of elderly individuals: support for health services. *Rev Lat Am Enfermagem*. 2011;19(5):1230-8.

Pincus T. Clinical evidence for osteoarthritis as an inflammatory disease. *Curr Rheumatol Rep.* 2001;3(6):524-34.

Podesta L, Sherman MF. Knee bracing. *Orthop Clin North Am.* 1988;19(4):737-45.

Pollo FE, Otis JC, Backus SI, Warren RF, Wickiewicz TL. Reduction of medial compartment loads with valgus bracing of the osteoarthritic knee. *Am J Sports Med.* 2002;30(3):414-21.

Prado JM, Stoffregen TA, Duarte M. Postural sway during dual tasks in young and elderly adults. *Gerontology.* 2007;53(5):274-81.

Pyykkö I, Jantti P, Aalto H. Postural control in elderly subjects. *Age Ageing.* 1990;19(3):215-21.

Radzimski AO, Mendermann A, Sole G. Effect of footwear on the external knee adduction moment – a systematic review. *Knee.* 2012; 19(3):163-75.

Rannou F, Poiraudau S, Beudreuil J. Role of bracing in the management of knee osteoarthritis. *Curr Opin Rheumatol.* 2010;22(2):218-22.

Regalbuto MA, Rovick JS, Walker PS. The forces in a knee brace as a function of hinge design and placement. *Am J Sports Med.* 1989;17(4):535-43.

Rezende MU, Campos GC. A osteoartrite é uma doença mecânica ou inflamatória? *Rev Bras Ortop.* 2013;48(6):471-4.

Rezende MU, Matsudo VKR. Tutoros “braces” de joelho: indicações e contra-indicações na prática esportiva. *Rev Bras Ortop.* 1994;29(10):700-6.

Richards JD, Sanchez-Ballester J, Jones RK, Darke N, Livingstone BN. A comparison of knee braces during walking for the treatment of osteoarthritis of the medial compartment of the knee. *J Bone Joint Surg Br.* 2005;87(7):937-9.

Richette P, Sautreuil P, Coudeyre E, Chevalier X, Revel M, Rannou F. Usefulness of taping in lower limb osteoarthritis. French clinical practice guidelines. *Joint Bone Spine.* 2008;75(4):475-8.

Roddy E, Zhang W, Doherty M, Arden NK, Barlow J, Birrell F, et al. Evidence-based recommendations for the role of exercise in the management of osteoarthritis of the hip or knee--the MOVE consensus. *Rheumatology (Oxford).* 2005;44(1):67-73.

Rodrigues RAP, Scudeller PG, Pedrazzi EC, Schiavetto FV, Lange C. Morbidade e sua interferência na capacidade funcional de idosos. *Acta Paul Enferm.* 2008;21(4):643-8.

Rodrigues RC, Pontin JCB, Falcon SM, Chamlian TR. Avaliação do perfil, satisfação e efetividade do tratamento fisioterapêutico em grupo nos pacientes com osteoartrite de joelho. *Acta Fisiatr.* 2013;20(3):124-8.

Roemer FW, Guermazi A, Felson DT, Niu J, Nevitt MC, Crema MD, Lynch JA, Lewis CE, Torner J, Zhang Y. Presence of MRI-detected joint effusion and synovitis increases the risk of cartilage loss in knees without osteoarthritis at 30-month follow-up: the MOST study. *Ann Rheum Dis.* 2011;70(10):1804-9.

Rutherford OM, Jones DA. The relationship of muscle and bone loss and activity levels with age in women. *Age Ageing.* 1992;21(4):286-93.

Sabchuk RAC, Bento PCB, Rodacki ALF. Comparação entre testes de equilíbrio de campo e plataforma de força. *Rev Bras Med Esporte.* 2012;18(6):404-8.

Sanghi D, Srivastava RN, Singh A, Kumari R, Mishra R, Mishra A. The association of anthropometric measures and osteoarthritis knee in non-obese subjects: a cross sectional study. *Clinics (Sao Paulo).* 2011;66(2):275-9.

Santili C, Waisberg G, Akkari M, Favaro T, Prado JCL. Avaliação das discrepâncias de comprimento dos membros inferiores. *Rev Bras Ortop.* 1998; 33(1):41-4.

Sasimontokul S, Bay BK, Pavol MJ. Bone contact forces on the distal tibia during the stance phase of running. *J Biomech.* 2007; 40(15):3503-9.

Schiphof D, Boers M, Bierma-Zeinstra SM. Differences in descriptions of Kellgren and Lawrence grades of knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis.* 2008;67(7):1034-6.

Schipplein O, Andriacchi T. Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking. *J Orthop Res.* 1991; 9(1):113-9.

Schmalz T, Knopf E, Drewitz H, Blumentritt S. Analysis of biomechanical effectiveness of valgus-inducing knee orthoses for osteoarthritis of knee. *J. Rehabil Res Dev.* 2010;47(5): 419-29.

Segal NA. Bracing and orthoses: a review of efficacy and mechanical effects for tibiofemoral osteoarthritis. *PM R.* 2012;4(5 Suppl):S89-96.

Self BP, Greenwald RM, Pflaster DS. A biomechanical analysis of a medial unloading brace for osteoarthritis in the knee. *Arthritis Care Res.* 2000; 13(4):191-7.

Sharma L, Dunlop DD, Cahue S. Quadriceps strength and osteoarthritis progression in malaligned and lax knees. *Ann Intern Med.* 2003;138(8):613-9.

Sharma L, Song J, Felson DT, Cahue S, Shamiyeh E, Dunlop DD. The role of knee alignment in disease progression and functional decline in knee osteoarthritis. *JAMA.* 2001;286(2):188-95.

Shaw JA, Dungy DS, Arsht SS. Recurrent varus angulation after high tibial osteotomy: an anatomic analysis. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;(420):205-12.

Shelburne KB, Torry MR, Pandy MG. Muscle, ligament and joint-contact forces at the knee during walking. *Med Sci Sports Exerc.* 2005;37(11):1948-56.

Shultz SJ, Houghlum PA, Perrin DH. *Examination of musculoskeletal injuries*. 2ed. Champaign: Human Kinetics; 2005. Chap. 3 p.55-60.

Silva A, Serrão PRMS, Driusso P, Mattiello SM. The effects of therapeutic exercise on the balance of women with knee osteoarthritis: a systematic review. *Rev Bras Fisioter*. 2012a;16(1):1-9.

Silva HG, Cliquet Junior A, Zorzi AR, Batista de Miranda J. Biomechanical changes in gait of subjects with medial knee osteoarthritis. *Acta Ortop Bras*. 2012b;20(3):150-6.

Siu D, Cooke TD, Broekhoven LD, Lam M, Fisher B, Saunders G, Challis TW. A standardized technique for lower limb radiography. Practice, applications, and error analysis. *Invest Radiol*. 1991;26(1):71-7.

Sohn DH, Sokolove J, Sharpe O, Erhart JC, Chandra PE, Lahey LJ, Lindstrom TM, Hwang I, Boyer KA, Andriacchi TP, Robinson WH. Plasma proteins present in osteoarthritic synovial fluid can stimulate cytokine production via Toll-like receptor 4. *Arthritis Res Ther*. 2012;14(1):R7.

Sousa FAEF, Hortense P. Mensuração da dor. In: Chaves LD, Leão ER, editores. *Dor: 5º sinal vital, reflexões e intervenções de enfermagem*. Curitiba: Martinari; 2004. p.75-84.

Souza ACS, Danielewicz AL, Santos GM, Cardoso FL. Equilíbrio e capacidade funcional em indivíduos portadores de osteoartrite de joelho. *Ter Man*. 2011;9(44):353-61.

Squyer E, Stamper DL, Hamilton DT, Sabin JA, Leopold SS. Unloader knee orthoses for osteoarthritis: do patients actually wear them? *Clin Orthop Relat Res* 2013;471(6):1982-91.

Stamenović D, Kojić M, Stojanović B, Hunter D. Pneumatic osteoarthritis knee brace. *J Biomech Eng*. 2009; 131(4):045001.

Stauffer RN, Chao EYS, Gyory AN. Biomechanical gait analysis of the diseased knee joint. *Clin Orthop Relat Res*. 1977;(126):246-55.

Svärd UC, Price AJ. Oxford medial unicompartmental knee arthroplasty. A survival analysis of an independent series. *J Bone Joint Surg Br*. 2001;83(2):191-4.

Swanenburg J, de Bruin ED, Stauffacher M, Mulder T, Uebelhart D. Effects of exercise and nutrition on postural balance and risk of falling in elderly people with decreased bone mineral density: randomized controlled trial pilot study. *Clin Rehabil*. 2007;21(6):523-34.

Tarigan TJ, Kasjmir YI, Atmakusuma D, Lydia A, Bashiruddin J, Kusumawijaya K, Prihartono J. The degree of radiographic abnormalities and postural instability in patients with knee osteoarthritis. *Acta Med Indones*. 2009;41(1):15-9.

Tavares KO, Scalco JC, Vieira L, Silva JR, Bastos CCB. Envelhecer, adoecer e tornar-se dependente: a visão do idoso. *Rev Kairós Gerontol*. 2012;15(3):105-18.

Tegner Y, Petterson G, Lysholm J, Gilquist J. The effect of denotation braces on knee motion. *Acta Orthop Scand*. 1984;59(3):284-7.

Teixeira LF, Olney SJ. Interferência do alinhamento na performance biomecânica do joelho durante a marcha em pacientes com osteoartrite. *Acta Fisiátrica*. 1996;3(1):20-9.

Terreri ASAP, Greve JMD, Amatuzzi MM. Avaliação isocinética no joelho do atleta. *Rev Bras Med Esporte*. 2001;7(5):170-4.

Thomson A, Oppido T, Piercy J, Skinner A. *Fisioterapia de Tidy*. 12ed. São Paulo: Livraria Santos; 1994.

Toda Y, Segal N, Kato A, Yamamoto S, Irie M. Effect of a novel insole on the subtalar joint of patients with medial compartment osteoarthritis of the knee. *J Rheumatol*. 2001;28(12):2705-10.

Toriyama M, Deie M, Shimada N, Otani T, Shidahara H, Maejima H, Moriyama H, Shibuya H, Okuhara A, Ochi M. Effects of unloading bracing on knee and hip joints for patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 2011;26(5):497-503.

Tsauo JY, Cheng PF, Yang RS. The effects of sensorimotor training on knee proprioception and function for patients with knee osteoarthritis: a preliminary report. *Clin Rehabil*. 2008;22(5):448-57.

Turano K, Rubin GS, Herdman SJ, Chee E, Fried LP. Visual stabilization of posture in the elderly: fallers vs. nonfallers. *Optom Vis Sci.* 1994;71(12):761-9.

van der Esch M, van der Leeden M, Roorda LD, Lems WF, Dekker J. Predictors of self-reported knee instability among patients with knee osteoarthritis: results of the Amsterdam osteoarthritis cohort. *Clin Rheumatol.* 2016;35(12):3007-3013.

van Raaij TM, Reijman M, Brouwer RW, Bierma-Zeinstra SM, Verhaar JA. Medial knee osteoarthritis treated by insoles or braces: a randomized trial. *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468(7):1926-32.

Vannabouathong C, Bhandari M, Bedi A, Khanna V, Yung P, Shetty V, Khan M. Nonoperative treatments for knee osteoarthritis: an evaluation of treatment characteristics and the intra-articular placebo effect: a systematic review. *JBJS Rev.* 2018;6(7):e5.

Vaughan CL. Theories of bipedal walking: an odyssey. *J Biomech.* 2003;36(4):513-23.

Veras R. Envelhecimento populacional contemporâneo: demandas, desafios e inovações. *Rev Saúde Pública.* 2009;43(3):1-7.

Vuillerme N, Burdet C, Isableu B, Demetz S. The magnitude of the effect of calf muscles fatigue on postural control during bipodal quiet standing with vision depends on the eye-visual target distance. *Gait Posture.* 2006;24(2):169-72.

Vuillerme N, Danion F, Forestier N, Nougier V. Postural sway under muscle vibration and muscle fatigue in humans. *Neurosci Lett*. 2002;333(2):131-5.

Walker PS, Rovick JS, Robertson DD. The effects of knee brace hinge design and placement on joint mechanics. *J Biomech*. 1988; 21(11):965-74.

Wang H. *Relationships of biomechanical performance of the knee in level walking to alignment, strength and function in asymptomatic elderly subjects* [msc thesis]. Kingston, Canada: Queens University; 1991.

Watterson JR, Esdaile JM. Viscosupplementation: therapeutic mechanisms and clinical potential in osteoarthritis of the knee. *J Am Acad Orthop Surg*. 2000;8(5):277-84.

Weinhandl JT, Sudheimer SE, Lunen BLV, Stewart K, Hoch MC. Immediate and 1 week effects of laterally wedge insoles on gait biomechanics in healthy females. *Gait Posture*. 2016;45:164-9.

Whittle M. *Gait analysis: an introduction*. 2ed. Oxford, Boston: Butterworth-Heinemann; 1996.

Wilson B, Rankin H, Barnes L. Long-term results of an unloader orthoses in patients with unicompartmental knee osteoarthritis. *Orthopedics*. 2011;8(34):e334-7.

Winter DA. *A.B.C. (Anatomy, biomechanics and control) of balance during standing and walking*. Waterloo: Waterloo Biomechanics; 1995.

Woollacott MH, Shumway-Cook A, Nashner LM. Aging and posture control: changes in sensory organization and muscular coordination. *Int J Aging Hum Dev.* 1986;23(2):97-114.

Zeni JA Jr, Higginson JS. Differences in gait parameters between healthy subjects and persons with moderate and severe knee osteoarthritis: a result of altered walking speed? *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2009;24(4):372-8.

Zeni JA, Rudolph K, Higginson JS. Alterations in quadriceps and hamstrings coordination in persons with medial compartment knee osteoarthritis. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20(1):148-54.

Zhuo Q, Yang W, Chen J, Wang Y. Metabolic syndrome meets osteoarthritis. *Nat Rev Rheumatol.* 2012;8(12):729-37.

Zimmerman JR. Reabilitação de artroplastias totais de quadril e de joelho. In: Delisa JA, GANS BM. *Tratado de medicina de reabilitação: princípios e prática.* 3ed. São Paulo: Manole; 2002. p. 1759-75.