

Análise da marcha pós-artroplastia total do joelho com e sem preservação do ligamento cruzado posterior*

*Gait analysis after total knee arthroplasty with and without posterior cruciate ligament preservation**

ALFREDO MARQUES VILLARDI¹, LAIS TURQUETO VEIGA², JOSÉ SÉRGIO FRANCO³, MAURÍCIO CAGY⁴,
PAULO J. GUIMARÃES SILVA⁵, LUCIANO RAPTOPOULOS⁶, MÁRIO DONATO D'ANGELO⁷

RESUMO

Objetivo: Analisar a marcha de pacientes submetidos a artroplastia total do joelho, primária, com e sem preservação do ligamento cruzado posterior (LCP), visando avaliar qual dessas técnicas reproduz padrão de marcha mais próximo do normal. **Material:** No período de abril a novembro de 2000, foram analisados parâmetros cinemáticos e de eletromiografia dinâmica em 60 pacientes submetidos a artroplastia primária total do joelho, perfazendo um total de 70 casos. As artroplastias foram divididas em três grupos: grupo I – próteses AMK® e Osteonics® com preservação do LCP (24 casos); grupo II – próteses Osteonics® sem preservação do LCP (22 casos); grupo III – próteses LCS®, tipo plataforma, sem preservação do LCP (24 casos).

ABSTRACT

Objectives: To analyze the gait from patients submitted to primary knee total arthroplasty, with or without posterior cruciate ligament (PCL) preservation, in order to assess which of those techniques does reproduce the nearest to normal gait pattern. **Material:** From April to November 2000, kinematic and dynamic electromyographic parameters from 60 patients submitted to primary total knee arthroplasty were assessed, totaling 70 cases. Arthroplasties were divided into three groups: group I – AMK® and Osteonics® prosthesis, with PCL sparing (24 cases); group II – Osteonics® prosthesis, without PCL sparing (22 cases); group III – LCS®, platform-type prosthesis, without PCL sparing (24 cases). The assessment employed the Vicon 140 system, with three in-

* Trabalho realizado no Hospital de Traumatologia-Ortopedia – INTO/HTO-RJ, Centro de Pesquisa do Movimento Humano (CPMH-INTO/MS), com base na dissertação de mestrado do Dr. Alfredo Villardi, apresentada e aprovada no Programa de Pós-Graduação em Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Rio de Janeiro.

1. Mestre em Medicina na área de concentração de Ortopedia e Traumatologia pela Faculdade de Medicina da UFRJ; e Membro do Grupo de Joelho do INTO/HTO-RJ.
2. Médico Ortopedista; Chefe do Grupo de Joelho do INTO/HTO-RJ.
3. Professor Adjunto da FM/UFRJ; Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Ortopedia e Traumatologia da FM/UFRJ.
4. Bioengenheiro do CPMH-INTO/MS.
5. Chefe do Laboratório de Marcha do CPMH-INTO/MS.
6. Engenheiro do CPMH-INTO/MS.
7. Chefe do CPMH-INTO/MS.

Endereço para correspondência (Correspondence to): Av. Maracanã, 3.200/C01, Tijuca – 20530-231 – Rio de Janeiro, RJ, Brasil. Tel.: +55 21 2278-9177. E-mail: avillardi@ig.com.br

Recebido em (Received in) 29/6/04. Aprovado para publicação em (Approved in) 22/3/05.
Copyright RBO2005

* From Hospital de Traumatologia-Ortopedia – INTO/HTO-RJ, Brazil, and Centro de Pesquisa do Movimento Humano (CPMH-INTO/MS). Based on MS thesis of the first author, presented and approved at Programa de Pós-Graduação em Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Rio de Janeiro, Brazil.

1. MS in Orthopedics and Traumatology, Faculdade de Medicina da UFRJ; Surgeon, Knee Group, INTO/HTO-RJ.
2. Orthopedic Surgeon; Head of Knee Group, INTO/HTO-RJ.
3. Adjunct Professor, FM/UFRJ; Head, Orthopedics and Traumatology Post-Graduation Program, FM/UFRJ.
4. Bioengineer, CPMH-INTO/MS.
5. Head, Gait Laboratory, CPMH-INTO/MS.
6. Engineer, CPMH-INTO/MS.
7. Head, CPMH-INTO/MS.

Nessa avaliação foi utilizado o sistema *Vicon 140*, com três câmeras de infravermelho, duas plataformas de força *Bertec* e um sistema *Motion Lab* para análise eletromiográfica dinâmica. Os valores angulares de flexão da articulação do joelho durante a fase de suporte da marcha foram submetidos ao teste *t* para comparar a média dos ângulos de flexão do joelho com valores assumidos como padrão. **Resultado:** Os pacientes do grupo I foram os que mais se aproximaram do padrão de marcha considerado normal. Na avaliação gráfica, observou-se que em nenhum caso o padrão de marcha normal foi reproduzido. A co-contracção ocorreu principalmente nos pacientes do grupo II (81,8%). Ocorreram alterações de marcha na totalidade dos pacientes estudados. No grupo I, foram obtidos os melhores resultados, tanto na análise da marcha quanto na eletromiografia dinâmica. **Conclusões:** Em todos os pacientes estudados foram observadas alterações da marcha após a artroplastia total de joelho. No grupo em que se preservou o LCP, foram obtidos os melhores resultados, tanto do ponto de vista da análise da marcha quanto em relação à eletromiografia dinâmica.

Descritores – Joelho; ligamento cruzado posterior; artroplastia do joelho; marcha

INTRODUÇÃO

A preservação ou a ressecção do ligamento cruzado posterior (LCP) nas artroplastias totais do joelho continua sendo motivo de controvérsia.

À revisão da literatura são encontrados estudos com excelentes resultados clínico-funcionais e com longo período de seguimento em artroplastias totais do joelho com preservação do LCP ou não do LCP^(1,2).

Aspectos como alterações proprioceptivas do joelho, problemas patelares, migração da linha articular, melhora do arco de movimento, a presença de *rollback*, maior eficiência para subir escadas e a manutenção do estoque ósseo não oferecem consistência suficiente para que se possa definir qual a melhor opção cirúrgica em relação à preservação ou não do LCP, nas artroplastias totais do joelho.

A análise da marcha foi utilizada, neste estudo, como método de avaliação, já que tem enorme potencial para fornecer informações que não poderiam ser obtidas no exame físico, como, por exemplo, variações angulares de diversas articulações em determinadas fases da marcha e a ativação de grupos musculares, avaliados pela eletromiografia dinâmica,

frared cameras, two Bertec force platforms, and a Motion Lab system for dynamic electromyographic analysis. Knee joint flexion angular values during stance phase of gait were submitted to t test to compare mean knee flexion angles to those values assumed as standard. Results: Patients from group I were those who had the closest to normal gait pattern. In no case the normal gait pattern was reproduced on graphic assessment. Co-contraction mainly occurred in patients from group II (81.8%). There were gait changes in all studied patients. The best results were seen in group I, both in gait analysis and dynamic electromyography. Conclusions: Gait changes after knee total arthroplasty were observed in all studied patients. The best results were seen in the group with PCL preservation, both on gait analysis and dynamic electromyography.

Keywords – Knee; posterior cruciate ligament; knee arthroplasty; gait

INTRODUCTION

Posterior cruciate ligament (PCL) preservation or resection in total knee arthroplasties is still an ongoing cause of controversy.

There are studies in literature with excellent clinical and functional results and long follow-up periods from total knee arthroplasties, both with PCL sparing or resection^(1,2).

Issues such as knee proprioceptive changes, patellar problems, joint line migration, improvement of motion arc, the presence of rollback, higher efficiency in climbing stairs, and bone stock preservation are not consistent enough to define which surgical option is the best, concerning the decision on PCL sparing or not in total knee arthroplasties.

In this study, gait analysis was employed as an evaluation method, for its enormous potential of information supply, conveying data that could not be obtained from physical examination such as, for example, angular variations of several joints in certain gait stages, and muscle group activation, as assessed by dynamic electromyography; it also serves to plan treatment for clinical malfunctions related to human locomotion.

We emphasize the importance of such evaluation method to obtain more consistent data, which can help on the decision of either sparing or not the posterior cruciate ligament in total knee arthroplasties.

The aim of this study is to compare results from gait analysis of 60 patients (70 cases) submitted to total knee arthro-

além de prestar-se ao planejamento do tratamento das disfunções clínicas relacionadas à locomoção humana.

É ressaltada a importância desse método de avaliação para obtenção de dados mais consistentes, que possam auxiliar na decisão de preservar ou não o ligamento cruzado posterior nas artroplastias totais do joelho.

O objetivo deste trabalho é comparar os resultados obtidos por meio da análise da marcha, em 60 pacientes submetidos a artroplastias totais do joelho (70 casos), com preservação e com ressecção do ligamento cruzado posterior, a fim de avaliar qual dessas técnicas cirúrgicas reproduz um padrão de marcha mais próximo do normal.

CASUÍSTICA E MÉTODO

Sujeitos da pesquisa

No período de abril a novembro de 2000, foram realizados, no Centro de Pesquisa do Movimento Humano do Instituto Nacional de Traumatologia-Ortopedia – Hospital de Traumatologia-Ortopedia do Rio de Janeiro (CPMH-INTO/HTO-RJ), 70 exames para análise de marcha e eletromiografia dinâmica em 60 pacientes submetidos a artroplastia total de joelho.

Do total de casos, 66 (94,29%) foram operados pelo grupo de Joelho do Instituto Nacional de Traumatologia-Ortopedia – Hospital de Traumatologia-Ortopedia do Rio de Janeiro (INTO/HTO-RJ), no período de novembro de 1990 a junho de 2000. Os outros quatro casos (5,71%) são da clínica privada de um dos autores (AMV) e foram operados no período compreendido entre janeiro de 1999 e agosto de 2000, sendo identificados como casos externos, já que um destes era bilateral (tabela 1).

Vinte e um pacientes eram do sexo masculino (35%) e 39 do feminino (65%), com idade variando entre 45 e 85 anos (média de 68,3 anos). A idade dos pacientes foi computada, neste estudo, na data em que foi realizado o exame da marcha.

A idade média dos portadores de doença reumatóide foi de 52,5 anos, sendo a maior de 59 e a menor de 45 anos.

Os pacientes foram selecionados ao acaso, na listagem de artroplastias do joelho realizadas pelo grupo de Joelho do INTO/HTO-RJ, onde se obtém apenas a informação do número do prontuário, nome do paciente, tipo de implante utilizado e data da cirurgia, e na clínica privada do autor (AMV), com e sem preservação do LCP.

Foram avaliados neste estudo quatro diferentes tipos de prótese: AMK® – Anatomic Modular Knee (DePuy®, Warsaw, IN), Osteonics® Série 7000 (Osteonics®, Allendale, NJ), com e sem estabilização posterior e LCS – Low Contact Stress® (DePuy®, Warsaw, IN).

plasties, who had either posterior cruciate ligament preservation or sparing, to assess which of those surgical techniques does reproduce a closer to normal gait pattern.

MATERIAL AND METHODS

Research subjects

From April to November 2000, 70 examinations of gait analysis and dynamic electromyography of 60 patients submitted to total knee arthroplasty were performed at Centro de Pesquisa do Movimento Humano do Instituto Nacional de Traumatologia-Ortopedia – Hospital de Traumatologia-Ortopedia do Rio de Janeiro (CPMH-INTO/HTO-RJ).

Of all cases, 66 (94.29%) were operated by the Knee Surgery Group from Instituto Nacional de Traumatologia-Ortopedia – Hospital de Traumatologia-Ortopedia do Rio de Janeiro (INTO/HTO-RJ), from November 1990 to June 2000. The remaining four cases (5.71%) came from senior authors private practice (AMV), and were operated from January 1999 to August 2000; they were tagged as external cases, and one of them had a bilateral procedure (table 1).

Twenty-one patients were male (35%), and 39 patients were female (65%); ages ranged from 45 to 85 years (mean, 68.3 years). Patient age was considered on the date of gait analysis for this study.

Mean age of rheumatoid disease patients was 52.5 years, ranging from 45 years to 59 years.

Patients were randomly selected from the knee arthroplasty surgical list of INTO/HTO-RJ, which provides only the patient record number, the patient name, the kind of implant used, and the date of surgery; from the author's private practice (AMV), information consisted of either preserving or not the PCL.

Four different types of prostheses were assessed in this study: AMK® – Anatomic Modular Knee (DePuy®, Warsaw, IN); Osteonics® 7000 Series (Osteonics®, Allendale, NJ), with and without posterior stabilization; and LCS – Low Contact Stress® (DePuy®, Warsaw, IN).

Patients were divided into three groups, according to the type of prosthesis implanted:

Group I – 24 arthroplasties with PCL preservation (34.29%), consisting of 14 AMK®, and 10 Osteonics® 7000 Series.

Group II – 22 arthroplasties with no PCL preservation, with Osteonics® 7000 Series prostheses (31.42%).

Group III – 24 arthroplasties with no PCL preservation, where LCS®, platform-type prosthesis (34.29%) was employed.

Regarding the side, 43 arthroplasties were performed on the right knee (61.43%), and 27 on the left knee (38.57%); 10 patients had bilateral prostheses.

TABELA 1 / TABLE 1
Pacientes incluídos no estudo / Study patients

Caso <i>Case number</i>	Pacientes <i>Patient initials</i>	Prontuário <i># of record</i>	Nascimento <i>Date of birth</i>	Sexo <i>Sex</i>	Cor <i>Ethnic group</i>	Lado <i>Side</i>	Diagnóstico <i>Diagnosis</i>	Cirurgia <i>Date of surgery</i>	Prótese <i>Prosthesis</i>	Exame <i>Date of exam</i>	Intervalo <i>Interval</i>
1	ABDM	103110	09/06/16	F	B	Dir	OART	15/06/98	LCS	25/10/00	28
2	ABP	95055	24/05/42	F	N	Esq	OART	07/07/97	AMK	07/11/00	40
3	ACDS	69410	19/08/28	M	N	Dir	OART	23/09/96	AMK	17/10/00	49
4	ACG	93455	10/06/16	F	B	Esq	OART	16/06/97	AMK	07/11/00	41
5	ALDAP	108046	10/02/32	F	B	Dir	OART	19/11/99	OCEP	13/06/00	7
6	AM	95929	06/07/28	M	B	Esq	OART	01/09/97	AMK	31/10/00	37
6A	AM	95929	06/07/28	M	B	Dir	OART	08/05/95	AMK	31/10/00	65
7	AMFF	100016	10/07/31	M	B	Dir	OART	16/02/98	AMK	19/10/00	32
8	ARA	Externo 1	30/01/35	M	B	Dir	OART	31/01/99	OSEP	07/04/00	15
9	ATC	103986	28/07/38	M	B	Esq	OART	04/05/98	AMK	06/11/00	30
10	BDO	12020	30/05/29	F	N	Dir	OART	27/02/97	AMK	19/10/00	44
11	CADVM	85290	04/10/43	M	B	Dir	OART	03/09/98	LCS	26/10/00	25
12	CCDA	105887	21/09/23	F	B	Esq	OART	04/11/99	OCEP	13/06/00	7
13	DAV	90825	24/04/32	F	B	Dir	OART	27/03/98	LCS	06/07/00	27
14	DCDS	104748	17/12/29	F	B	Dir	OART	25/11/99	LCS	13/06/00	7
15	DDSL	107406	27/10/28	F	N	Esq	OART	06/08/99	LCS	15/06/00	10
16	DPBDF	98631	21/08/28	M	N	Dir	OART	05/08/96	LCS	31/10/00	50
17	DRA	100327	02/11/28	F	N	Dir	OART	04/12/98	OCEP	15/06/00	18
17A	DRA	100327	02/11/28	F	N	Esq	OART	09/09/99	LCS	15/06/00	9
18	EDADCN	99968	04/04/44	F	B	Dir	OART	29/08/96	LCS	30/10/00	50
19	FDOF	102259	31/07/25	F	B	Dir	OART	09/02/98	AMK	21/11/00	33
20	FMDMF	103912	13/09/34	M	B	Dir	OART	24/11/97	OCEP	06/10/00	35
21	GPD	98640	13/09/32	M	N	Dir	OART	12/03/99	OCEP	15/06/00	15
21A	GPD	98640	13/09/32	M	N	Esq	OART	15/04/99	LCS	15/06/00	14
22	HRM	104137	29/09/21	F	N	Dir	OART	02/10/98	OCEP	20/06/00	20
23	IGDO	99805	25/11/21	F	N	Dir	OART	12/09/96	LCS	19/10/00	49
23A	IGDO	99805	25/11/21	F	N	Esq	OART	17/07/97	AMK	19/10/00	39
24	IP	69782	18/07/37	F	B	Dir	OART	23/07/99	OSEP	27/06/00	11
25	JC	93828	10/10/23	M	B	Dir	OART	26/03/98	LCS	31/10/00	31
26	JCA	103038	21/02/36	M	N	Esq	OART	23/03/98	LCS	27/10/00	31
27	JCDM	106456	24/07/42	M	N	Esq	OART	19/07/99	OCEP	23/11/00	16
28	JDOG	91875	02/10/32	F	B	Dir	OART	22/10/98	LCS	15/06/00	20
28A	JDOG	91875	02/10/32	F	B	Esq	OART	27/09/99	OCEP	15/06/00	9
29	JJDS	45651	26/01/32	M	B	Esq	OART	03/07/97	LCS	24/10/00	39
30	JODS	104834	08/11/39	M	B	Dir	AR	08/10/99	OCEP	18/10/00	12
31	JPG	77055	11/11/31	M	B	Dir	OART	12/06/97	OCEP	20/06/00	36
31A	JPG	77055	11/11/31	M	B	Esq	OART	13/01/98	OSEP	20/06/00	19
32	LDF	108625	13/01/28	M	B	Dir	OART	20/12/99	OSEP	13/06/00	6
33	LDS	64607	22/02/31	M	N	Esq	OART	16/08/99	LCS	13/06/00	10
34	LMCDA	107646	15/09/27	F	N	Dir	OART	28/10/99	OCEP	15/06/00	6
35	LMDO	100550	14/10/32	F	B	Dir	OART	24/04/97	LCS	24/10/00	42
36	LPB	86307	25/10/19	F	B	Dir	OART	05/06/97	AMK	17/10/00	40
37	LPDSF	106273	06/11/36	M	N	Dir	OART	26/08/99	OCEP	15/06/00	10
38	LQ	86533	21/06/23	F	B	Dir	OART	15/05/95	LCS	25/10/00	65
39	MCR	75019	30/09/39	F	B	Dir	OART	26/02/98	LCS	29/11/00	33
40	MDLGG	100480	05/07/32	F	B	Dir	OART	19/11/98	LCS	27/06/00	19
41	MDNDCA	Externo 2	08/10/46	F	B	Esq	AR	03/04/00	OCEP	22/11/00	7
41A	MDNDCA	Externo 2	08/10/46	F	B	Dir	AR	16/08/00	OCEP	22/11/00	3
42	MBPDC	103044	03/06/19	F	B	Dir	OART	18/11/97	OCEP	10/10/00	35
43	MGH	107021	14/04/16	F	B	Esq	OART	09/03/00	OSEP	15/06/00	3
43A	MGH	107021	14/04/16	F	B	Dir	OART	30/09/99	OCEP	15/06/00	9
44	MJC	106496	11/12/54	F	B	Esq	OART	19/09/99	LCS	20/06/00	9
45	MJSF	Externo 3	22/04/32	F	N	Esq	OART	28/02/02	OSEP	24/10/00	8
46	MJSO	68185	10/08/41	F	B	Esq	OART	06/04/98	LCS	25/10/00	30
47	MMF	101202	19/07/21	M	B	Dir	OART	28/11/96	AMK	01/11/00	48
48	MNA	100205	03/09/23	F	N	Esq	OART	05/06/00	OSEP	18/10/00	4
49	MRB	53665	30/06/28	F	B	Esq	OART	12/01/98	OSEP	20/06/00	29
49A	MRB	53665	30/06/28	F	B	Dir	OART	26/11/99	AMK	20/06/00	115
50	MRRC	100521	21/02/52	F	B	Dir	AR	10/12/98	LCS	27/06/00	18
51	MTFM	64965	16/12/30	F	B	Dir	OART	09/09/99	OSEP	20/06/00	9
52	MVDA	99478	07/05/22	F	B	Esq	OART	04/02/99	OCEP	13/06/00	16
53	NMA	106665	01/06/15	F	B	Esq	OART	13/09/99	OCEP	31/10/00	13
53A	NMA	106665	01/06/15	F	B	Dir	OART	18/03/99	OCEP	31/10/00	20
54	NRM	80710	11/09/21	F	B	Dir	OART	28/08/97	AMK	24/10/00	38
55	PMDJ	82077	10/04/19	F	B	Dir	OART	20/03/98	LCS	16/10/00	31
56	SFDC	101866	28/11/28	F	B	Esq	OART	18/05/98	OCEP	07/11/00	30
57	TA	104676	30/08/31	F	B	Esq	OART	26/08/99	LCS	13/06/00	10
58	VRS	106479	24/12/34	M	B	Esq	OART	16/09/99	OCEP	15/06/00	9
59	WDM	106313	02/07/26	M	B	Dir	OART	12/08/99	OSEP	13/06/00	10
60	ZPR	108078	01/02/24	F	N	Dir	OART	08/11/99	OCEP	15/06/00	7

Fonte (Source): INTO/HTO-RJ 1995-2000.

Nº A = casos de bilateralidade; F = sexo feminino / female; M = sexo masculino / male; B = branca / caucasian; N = negra / black; Dir = direito / right side; Esq = esquerdo / left side; OART = osteoartrose / osteoarthritis; AR = artrite reumatóide / rheumatoid arthritis; AMK* = Anatomic Modular Knee; OSEP = Osteonics* sem estabilização posterior / Osteonics* without posterior stabilization; OCEP = Osteonics* com estabilização posterior / Osteonics* with posterior stabilization; LCS* = Low Contact Stress; Intervalo = meses decorridos entre a cirurgia e o exame da marcha.

Case number +A = bilateral cases; Interval = months elapsed between surgery and gait examination.

Os pacientes foram divididos em três grupos, de acordo com o tipo de prótese implantada:

Grupo I – 24 artroplastias com preservação do LCP (34,29%), sendo 14 AMK® e 10 Osteonics® Série 7000.

Grupo II – 22 artroplastias sem preservação do LCP, com próteses Osteonics® Série 7000 (31,42%).

Grupo III – 24 artroplastias também sem preservação do LCP com prótese LCS® do tipo plataforma (34,29%).

Quanto ao lado, 43 artroplastias foram realizadas no joelho direito (61,43%) e 27 no esquerdo (38,57%); 10 pacientes apresentavam bilateralidade.

O tempo médio decorrido entre a artroplastia e o exame da marcha foi de 25,2 meses, sendo o maior de 115 meses e o menor de três meses.

A indicação das artroplastias deveu-se, em 66 casos, a osteoartrose (94,29%) e, em quatro casos, a artrite reumatóide (5,71%).

Foram considerados candidatos ideais à artroplastia total de joelho os pacientes que apresentavam degeneração articular grave, com quadro de dor moderada ou intensa em repouso ou nas suas atividades de vida diária.

Nos pacientes em que foi identificada tensão inadequada do LCP, deformidade angular fixa, tanto em varo quanto em valgo maiores do que 15°, contratura em flexão do joelho, pateleotomia prévia ou doença reumatóide, optou-se por sacrificar o LCP, utilizando um implante com estabilização posterior.

Entre as próteses avaliadas neste estudo que não preservam o LCP, destacamos duas diferenças: a LCS® tem plataforma móvel e o polietileno é do tipo ultracongruente, sem poste de estabilização posterior. Na prótese Osteonics®, a plataforma é fixa e a estabilização posterior é feita através do sistema poste de polietileno e caixa.

Método

O sistema de pontuação do *New Jersey Orthopaedic Hospital* foi utilizado para avaliação clínico-funcional dos pacientes⁽³⁾.

Os resultados do somatório de pontos são distribuídos da seguinte forma: excelente (85-100 pontos), bom (70-84 pontos), regular (60-69 pontos) e insuficiente (0-59 pontos).

No presente estudo, foram avaliados apenas os parâmetros cinemáticos e de eletromiografia dinâmica.

Na análise da marcha foram utilizados: um sistema Vicon 140, duas plataformas de força Bertec e um sistema Motion Lab para análise eletromiográfica. O sistema Vicon 140 compreendia três câmeras de infravermelho, consideradas como

Mean time elapsed between arthroplasty and gait analysis was 25.2 months, ranging from three months to 115 months.

Arthroplasty indication was, in 66 cases, due to osteoarthritis (94.29%); in four cases (5.71%), was due to rheumatoid arthritis.

Ideal candidates for total knee arthroplasty were those patients who presented severe articular degeneration, with moderate to intense pain during rest or during daily living activities.

We decided to sacrifice the PCL, employing a posteriorly stabilized implant, in patients with identified inadequate PCL tension, with fixed angular deformity, both in varus or valgus above 15 degrees, with knee flexion contracture, and with previous patellectomy or rheumatoid disease.

We highlight two differences of prosthesis that do not preserve PCL and were assessed in this study: the LCS® has a mobile platform, with ultracongruent polyethylene, without posterior stabilization constraint. Conversely, the Osteonics® prosthesis has a fixed platform, and the posterior stabilization is achieved by a polyethylene and box constraint system.

Methods

Patient clinical and functional assessment was performed by the New Jersey Orthopaedic Hospital Scoring System⁽³⁾.

The results of scores are thus distributed: excellent, 85-100 points; good, 70-84 points; regular, 60-69 points; and insufficient, 0-59 points.

In this present study, we assessed only kinematic and dynamic electromyographic parameters.

For gait assessment, we employed a Vicon 140 system, two Bertec force platforms, and a Motion Lab system for electromyographic analysis. The Vicon 140 system comprehended three infrared cameras, regarded as transceivers, for they emit and uptake infrared signals (figure 1); reflexive, passive markings; and a computerized image reconstruction system. The force platforms – those darker marks on the floor – are responsible for the measurement of ground reaction forces, thus allowing the calculation of dynamic efforts onto joints (figure 2).

Existing Motion Lab EMG system from CPMH allowed 12-channel acquisition – that is – a simultaneous study of up to 12 different muscle groups. Channels were then multiplexed on a central, attached to a vest used by the patient during the examination. The resulting signal was sent to a processing central through a sole fiber optic system.

After image reconstruction by Vicon system, and the measurement of ground reaction forces by the platforms, data was



Fig. 1 – Sala de exame da marcha com as três câmeras de infravermelho, no CPMH

Fig. 1 – Gait assessment room at CPMH, with three infrared cameras

transceptores, já que emitem e captam os sinais de infravermelho (figura 1), marcas passivas reflexivas e um sistema computadorizado de reconstrução de imagem. As plataformas de força – marcas mais escuras no chão – são responsáveis pela medida das forças de reação no solo, permitindo calcular os esforços dinâmicos sobre as articulações (figura 2).

O sistema *Motion Lab* de EMG existente no CPMH permitiu a aquisição de 12 canais, ou seja, estudo simultâneo de até 12 grupamentos musculares. Os canais foram multiplexados em uma central, presa a um colete utilizado pelo paciente no momento do exame. O sinal resultante foi enviado à central de processamento, por meio de apenas uma fibra ótica.

Após a reconstrução da imagem pelo sistema *Vicon* e medição das forças de reação do solo pelas plataformas, estas informações foram agrupadas e apresentadas na tela do computador. Esses dados foram processados no programa desenvolvido pelo próprio CPMH, resultando em gráficos e tabelas de diagnóstico. Na reconstituição da imagem, as marcas reflexivas são representadas pelas esferas azuis e a linha amarela, a força de reação ao toque na plataforma (figura 3).

A rotina do exame compreendeu verificação de massa e estatura do paciente, medição da distância do grande trocanter à extremidade do maléolo lateral e do comprimento do pé. Determinou-se também o perímetro de coxa, panturrilha e pé, para estimativa do centro de massa.

As marcas reflexivas foram colocadas nas articulações envolvidas, buscando o alinhamento com os respectivos centros articulares, bem como na pélvis.

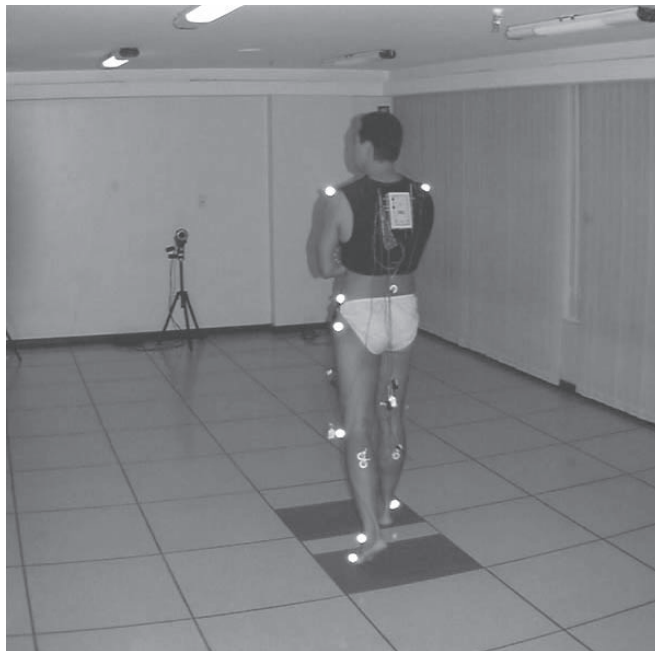


Fig. 2 – Vista durante a realização do exame de marcha

Fig. 2 – View of gait assessment performance

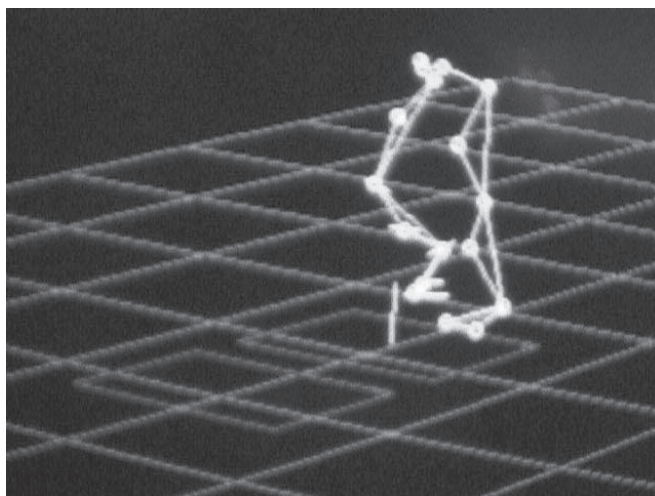


Fig. 3 – Reconstrução da imagem pelo sistema *Vicon 140*

Fig. 3 – *Vicon 140* system image reconstruction

gathered and displayed on the computer screen. The data was processed through a program developed by CPMH, resulting in diagnostic graphs and tables. During image reconstitution, reflexive marks are represented by blue spheres; the yellow line represents the ground reaction force during platform contact (figure 3).

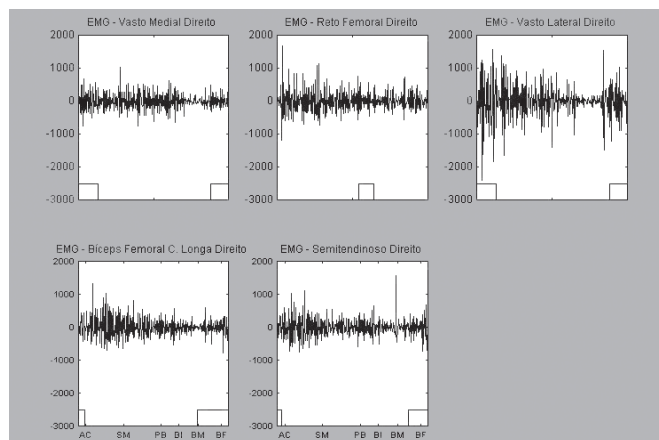


Fig. 4 – Gráfico da eletromiografia dinâmica. Exemplo da ativação de grupamentos musculares extensores e flexores do joelho.

Fig. 4 – Graph of dynamic electromyography. Example from activation of knee extensor and flexor muscle groups.

Os eletrodos descartáveis de superfície, adesivos, foram colocados no sentido das fibras e no ventre dos seguintes grupamentos musculares: vasto lateral, vasto medial, reto femoral, cabeça longa do bíceps femoral, semitendíneo e gastrocnêmio medial, para realização da eletromiografia dinâmica.

Concluída essa etapa, iniciou-se o exame da marcha propriamente dito, o paciente caminhando em sua cadência natural, pisando em pelo menos uma das duas plataformas de força, a sala em meia-luz para evitar interferências na captação dos sinais pelos três transeptores de infravermelho.

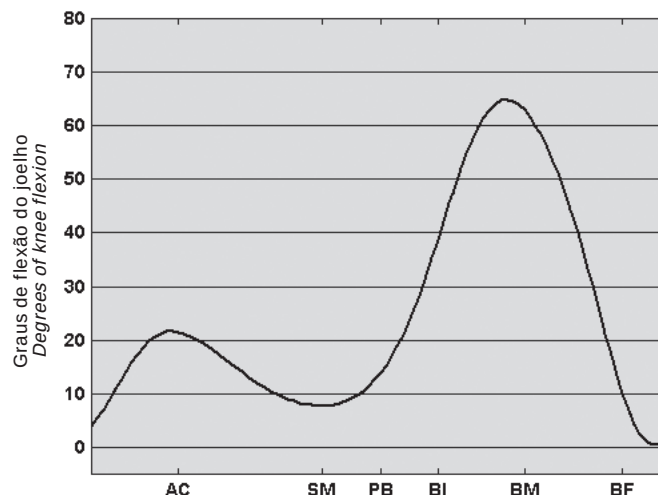
A avaliação eletromiográfica foi feita simultaneamente à avaliação da marcha. Os sinais captados da ativação muscular foram enviados à central, que os processou, sendo, então, produzidos os gráficos correspondentes ao estudo eletromiográfico (figura 4).

Nos gráficos da marcha produzidos, são representados o instante de contato inicial (CI) e as seguintes fases da marcha: aceitação de carga (AC), suporte médio (SM), pré-balanço (PB), balanço inicial (BI), balanço médio (BM), e balanço final (BF) (gráfico 1).

Neste estudo, foi avaliado o comportamento angular do joelho, no plano sagital, medido em graus, apenas nas diferentes fases de suporte, já que a determinação de valores angulares na fase de balanço não traria repercussões clínicas ou biomecânicas de maior interesse, exatamente pela ausência das forças de reação do solo.

Análise estatística

Em cada fase da marcha, são esperados determinados valores angulares da articulação do joelho, para que possa ser de-



Fonte (Source): CPMH-INTO-HTO-RJ – 1999-2001

Gráfico 1 – Curva padrão do ciclo da marcha

Graph 1 – Standard curve of gait cycle

Examination routine included patient mass and height verification, the distance measurement from the greater trochanter to the tip of lateral malleolus, and the measurement of foot length. Thigh, calf, and foot perimeters were also measured to estimate the mass center.

Reflexive marks were placed on involved joints, aiming the alignment with respective joint centers, as well as with the pelvis.

Disposable, adhesive surface electrodes were placed for the dynamic electromyography in accordance to muscle fiber alignment, and onto the belly of the following muscle groups: vastus lateralis, vastus medialis, rectus femoris, long head of biceps femoris, semitendinosus, and medial gastrocnemius.

After this stage, gait examination itself started, having the patient to walk in normal pace, and stepping at least over one of the force platforms; room lights were dimmed to avoid signal uptake interference by the three infrared transceivers.

Electromyographic assessment was simultaneously performed to the gait evaluation. Muscle activation signals were sent to the central, and were processed, thus producing corresponding graphs to the electromyographic study (figure 4).

In resultant gait graphs, the instant of initial contact (CI), and the following gait stages were represented: load acceptance (AC), mid-stance (SM), pre-swing (PB), initial swing (BI), mid-swing (BM), and final swing (BF) (graph 1).

In this study, angular knee behavior was assessed in the sagittal plane, as measured in degrees, only in different stance phases, as the determination of angular values during the

finida como normal. O diagnóstico referente a cada padrão de marcha é feito através da análise do gráfico e de tabela (análise descritiva).

Para que os dados da pesquisa pudessem ser submetidos a tratamento estatístico, foram computados os valores angulares correspondentes às fases de suporte da marcha de cada paciente em cadência natural, para compará-los com os valores angulares do joelho, considerados por Winter⁽⁴⁾ como padrão de uma marcha normal, também em cadência natural.

Os valores obtidos foram inicialmente submetidos ao teste de Anderson-Darling, proposto por Stephens⁽⁵⁾, para avaliar a hipótese de que os dados são oriundos de uma população com distribuição gaussiana.

Os valores obtidos de cada fase de suporte da marcha foram comparados com o valor crítico para um nível de significância de 5% (1,321).

A hipótese nula de normalidade (gaussianidade), com nível de significância de 5% é aceita se $A_2 \leq 1,321$. Se $A_2 > 1,321$, a hipótese nula é rejeitada (tabela 2).

Uma vez assumida a gaussianidade, foi adotado o teste *t*, partindo-se da hipótese nula de igualdade entre a média populacional, ou seja, que os ângulos de flexão da amostra seguem uma distribuição normal.

RESULTADOS

A avaliação clínico-funcional pelo *New Jersey Score* foi classificada como excelente nos três grupos, com valores médios de 93,66 pontos no grupo I, 93,05 no grupo II e 93,69 no grupo III.

Os resultados da análise da marcha foram avaliados segundo dois parâmetros: a análise descritiva e a análise estatística.

TABELA 2 / TABLE 2
Resultados do teste de Anderson-Darling
Anderson-Darling's test results

Fases Phases	Prótese Prosthesis	Grupo I (A_2)	Grupo II (A_2)	Grupo III (A_2)
Contato inicial Initial contact		1,3028	0,66547	0,38406
Aceitação de carga Load acceptance		0,76113	0,61943	0,16953
Suporte médio Mid-stance		0,63024	0,56922	0,25731
Pré-balanço Pre-swing		0,58826	0,58091	0,15135

Fonte (Source): CPMH-INTO-HTO-RJ – 1999-2001.

swing phase would not provide clinical or biomechanical outcomes of interest, due to the absence of ground reaction forces.

Statistical analysis

For each gait phase, certain knee joint angular values are expected, so that they can be defined as normal. The diagnosis regarding each gait pattern is performed by graph and table analysis (descriptive analysis).

To submit research data for statistical treatment, angular values corresponding to the stance phase of gait were computed for each patient at normal pace, and compared with those knee angular values considered as normal standards by Winter⁽⁴⁾, also in natural pace.

Values obtained were initially submitted to Anderson-Darling test, as proposed by Stephens⁽⁵⁾, to assess the hypothesis that the data set derives from a Gaussian-distributed population.

Values obtained at each gait stance phase were compared with a critical value, set at 5% of significance level (1,321).

The null hypothesis of normality (gaussianity), at a significance level of 5%, is accepted if $A_2 \leq 1,321$. If $A_2 > 1,321$, then the null hypothesis is rejected (table 2).

Once gaussianity was assumed, t-test was adopted, starting from equality of null hypothesis of the population mean; that is, the flexion angles from the sample do follow a normal distribution.

RESULTS

Clinical and functional assessment by New Jersey Score was classified as excellent in all three groups, with mean values of 93.66 in group I, 93.05 in group II, and 93.69 in group III.

Results of gait analysis were assessed by two parameters: descriptive analysis, and statistical analysis.

On descriptive analysis, we observed that mean knee flexion values during initial contact and pre-swing were the closest to normal in group I ($CI = 8.6362^\circ$ and $PB = 12.8721^\circ$), followed by group III ($CI = 9.8346^\circ$ and $PB = 15.5696^\circ$) and, finally, group II ($CI = 13.1555^\circ$ and $PB = 20.4891^\circ$).

During mid-stance phase, group I ($SM = 8.6939^\circ$) was also the closest to normal, followed by group III ($SM = 11.6244^\circ$), and group II ($SM = 16.8332^\circ$).

During load acceptance phase, group II showed the closest values to normal ($AC = 20.0986^\circ$).

Mean knee flexion values from all three groups during gait stance phase, and values considered as standard, are presented within a specific table (table 3).

Pela análise descritiva observou-se que os valores médios de flexão do joelho nos instantes de contato inicial e pré-balanço foram os mais próximos do normal, no grupo I (CI = 8,6362° e PB = 12,8721°), seguidos pelo grupo III (CI = 9,8346° e PB = 15,5696°) e, finalmente, o grupo II (CI = 13,1555° e PB = 20,4891°).

Nas fases de suporte médio, o mais próximo do normal, também foi o do grupo I (SM = 8,6939°), seguido pelos grupos III (SM = 11,6244°) e II (SM = 16,8332°).

Na fase de aceitação de carga, os valores considerados mais próximos do normal, foram obtidos no grupo II (AC = 20,0986°).

Os valores médios de flexão do joelho dos três grupos na fase de suporte da marcha e os valores considerados como padrão são apresentados em tabela específica (tabela 3).

A tabela 4 apresenta os resultados do teste *t* de Student relacionados com o valor *p*, que representa o risco de erro que se corre ao rejeitar a hipótese nula.

Optou-se por essa forma por não ser necessário apresentar concomitantemente o valor *t* com o intervalo de confiança, bastando apenas conflitar o valor *p* com o nível de significância $\alpha = 0,05$ (5%). Sendo o valor *p* menor que 0,05, rejeita-se a hipótese nula e, caso contrário, aceita-se. A hipótese nula (*H*₀) representa que a média da amostra é igual ao padrão e a hipótese alternativa (*H*₁), que a média amostral é diferente do padrão. A análise estatística dos valores obtidos nos diversos instantes e fases da marcha, envolvendo os três grupos de artroplastias, com nível de significância de 5% ($\alpha = 0,05$), evidenciou que o grupo que mais se aproximou do estabelecido como padrão foi o grupo I, no qual, o LCP foi preservado.

Na avaliação gráfica, foram identificadas alterações de maior ou menor intensidade durante a marcha, na totalidade dos casos estudados, produzindo padrões médios anormais (gráfico 2).

TABELA 3 / TABLE 3

Média da angulação do joelho nas fases da marcha em graus
Mean knee angulation (in degrees) during gait phases

Grupo Group	Fases Phases	CI	AC	SM	PB
I		8,6362	12,6950	8,6939	12,8721
II		13,1555	20,0986	16,8332	20,4891
III		9,8346	14,9767	11,6244	15,5696
Normal		3,9700	21,5338	7,7200	13,8600

Fonte (Source): CPMH-INTO-HTO-RJ – 1999-2001.

CI = Contato inicial / Initial contact; AC = Aceitação de carga / Load acceptance; SM = Suporte médio / Mid-stance; PB = Pré-balanço / Pre-swing.

Table 4 presents results from Student's *t* test regarding *p*-values, which represent the risk of error upon rejection of the null hypothesis.

We decided so to avoid the need of simultaneously presenting a *t*-value with a confidence interval, thus only conflicting the *p*-value with the significance level $\alpha = 0.05$ (5%). If the *p*-value is below 0.05, the null hypothesis is rejected; otherwise, it is accepted. The null hypothesis (*H*₀) represents that the sample mean is equal to the standard; the alternative hypothesis (*H*₁) represents that the mean sampling is different from the standard. Statistical analysis of values obtained in several gait instants and phases, involving all three arthroplasty groups with a significance level of 5% ($\alpha = 0.05$), showed that the closest group to the established standard was group I, which had PCL preservation.

On graphical assessment, higher or lesser intensity changes were identified in all studied cases during gait, thus producing abnormal mean standards (graph 2).

In no case a normal gait standard was reproduced. However, we observed that patients from group I presented the closest to normal gait standard, followed by patients from group III, and, finally, by patients from group II (graph 3).

The co-contraction phenomenon, described as the conjoint activation of knee extensor and flexor muscle groups, occurred in 18 cases from group II (81.8%), followed by 16 cases from group III (66.6%). The lowest incidence of co-contraction occurred in group I, which consisted of 13 cases, corresponding to 54.1% (graph 4).

DISCUSSION

Öberg et al⁽⁶⁾ evaluated the gait of 232 healthy individuals, between 10 and 79 years, and observed small changes in knee flexion related to the age. During load acceptance stage, at a

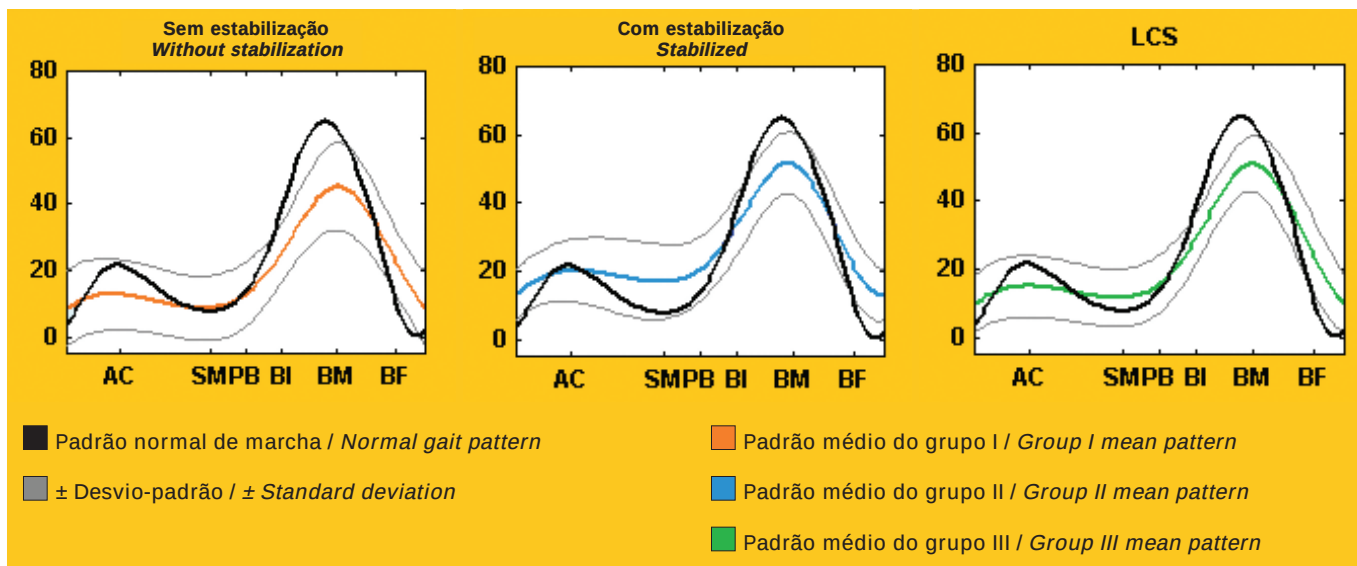
TABELA 4 / TABLE 4

Resultados do teste *t* no instante e fases da marcha
Instant and gait phase *t* test results

Fase Phase	Grupos Group	Grupo I (<i>p</i>)	Grupo II (<i>p</i>)	Grupo III (<i>p</i>)
CI		0,058079	0,0000088682	0,0020747
AC		0,00042391	0,47004	0,0016041
SM		0,62695	0,00082586	0,031805
PB		0,62493	0,003352	0,33242

Fonte (Source): CPMH-INTO-HTO-RJ – 1999-2001.

CI = Contato inicial / Initial contact; AC = Aceitação de carga / Load acceptance; SM = Suporte médio / Mid-stance; PB = Pré-balanço / Pre-swing.



Fonte (Source): CPMH-INTO-HTO-RJ – 1999-2001

Gráfico 2 – Avaliação gráfica do padrão médio de flexão dos grupos (± 1 desvio-padrão), comparando com o padrão normal

Graph 2 – Graphical assessment of mean flexion pattern from groups (± 1 standard deviation), as compared to normal pattern

Em nenhum caso se reproduziu o padrão de marcha normal. Entretanto, observou-se que os pacientes do grupo I apresentaram um padrão de marcha mais próximo da normalidade, seguido pelos pacientes do grupo III e, finalmente, pelos do grupo II (gráfico 3).

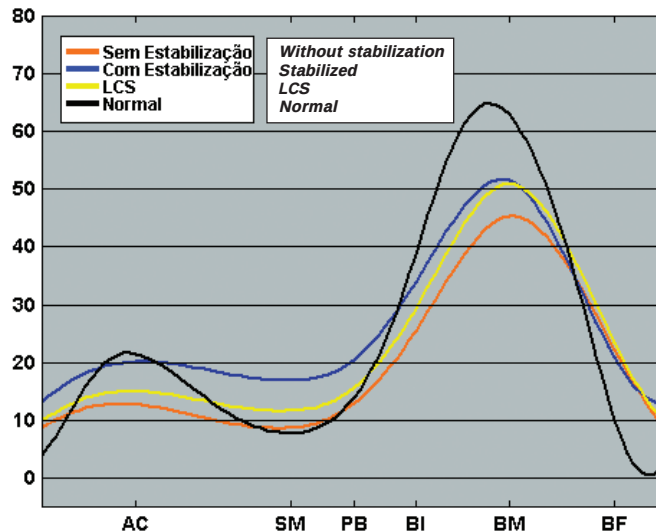
O fenômeno de co-contracção, descrito como a ativação conjunta dos grupamentos musculares extensores e flexores do joelho, ocorreu em 18 casos do grupo II (81,8%), seguido por 16 do grupo III (66,6%). No grupo I, a co-contracção ocorreu com menor frequência. Foram encontrados 13 casos, correspondendo a 54,1% (gráfico 4).

DISCUSSÃO

Öberg *et al*⁽⁶⁾ avaliaram a marcha de 232 indivíduos saudáveis, entre 10 e 79 anos, e observaram pequenas mudanças na flexão do joelho relacionadas com a idade. Na fase de aceitação de carga, com cadência normal, encontraram valores médios de 21,9°, em indivíduos masculinos, entre 60 e 69 anos.

Neste estudo, a flexão média do joelho na fase de aceitação de carga foi de 15,92°, nos três grupos de pacientes, com média de idade de 68,3 anos, com cadência de marcha normal. Acredita-se que a incapacidade de flexão normal do joelho nessa fase da marcha dos pacientes dos grupos I e III seja a principal causa dessa ocorrência.

No estudo de avaliação da marcha de Kramers-de Quervain *et al*⁽⁷⁾, o tempo decorrido entre a artroplastia total e a



Fonte (Source): CPMH-INTO-HTO-RJ – 1999-2001

Gráfico 3 – Comparação gráfica das curvas médias dos três grupos com o padrão

Graph 3 – Graphical comparison between mean curves of three groups and the standard group

normal pace, they found mean values of 21.9° in male subjects between 60 and 69 years of age.

In this study, the mean knee flexion during load acceptance phase was 15.92° in all three patient groups, with mean age of 68.3 years, and at normal pace gait. We believe that the

realização do exame variou de dois a cinco anos, enquanto no de Borden *et al*⁽⁸⁾, o tempo médio foi 62 meses.

Nesta pesquisa, o tempo médio entre a cirurgia e a análise da marcha foi de 25,2 meses. Embora o intervalo das séries relatadas anteriormente seja maior que o obtido nesta casuística, considerou-se adequado o tempo médio decorrido entre a artroplastia e o exame da marcha, respaldados pelo trabalho de Lee *et al*⁽⁹⁾, que demonstraram que, no sexto mês de pós-operatório de artroplastia total do joelho, os valores de vários parâmetros da marcha aproximaram-se daqueles do grupo controle, não sendo identificadas mudanças nesses parâmetros após um ano de artroplastia.

Do total de casos desta amostra, apenas três deles não possuíam intervalo maior que seis meses entre a cirurgia e a avaliação da marcha (casos 41A, 43 e 48 – tabela 1). Nos casos 41A e 43 o intervalo era de três meses, enquanto no caso 48 era de quatro meses. Os casos 43 e 48 estavam incluídos no grupo I (com preservação do LCP) e o caso 41A, no grupo II (sem preservação do LCP).

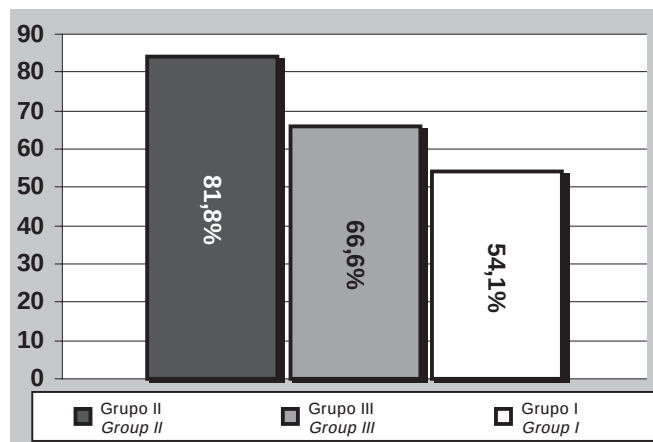
A pontuação pelo *New Jersey Score* nos casos 41A, 43 e 48 foi, respectivamente, de 95, 93 e de 100 pontos.

Optou-se pela manutenção desses três casos no estudo pelos seguintes motivos: o primeiro deles foi que, ao serem analisados os parâmetros da marcha, de cada caso separadamente e ao serem conflitados com o padrão médio de angulação de cada grupo em que estavam distribuídos, observou-se que esses valores eram comparáveis aos valores médios de seus respectivos grupos, não havendo, portanto, qualquer interferência na média amostral desses grupos. O outro motivo foi a avaliação clínico-funcional, considerada excelente, além da distribuição desses três casos: dois deles estavam no grupo I, ou seja, naquele que apresentou melhores resultados, e um no grupo II.

Shoji *et al*⁽¹⁰⁾ avaliaram 28 pacientes com artroplastia bilateral nos quais se preservou o LCP de um joelho e se ressecou o do lado oposto. Do ponto de vista clínico-funcional, através do protocolo do *Hospital for Special Surgery*, não observaram diferença significativa entre os grupos.

Udomkiat *et al*⁽¹¹⁾ avaliaram funcionalmente 38 pares de joelhos com osteoartrose, submetidos a artroplastia total de joelho, de um lado com preservação e no outro, com ressecção do LCP. Concluíram que não ocorreram diferenças clínico-funcionais estatisticamente significativas entre os grupos, com um tempo mínimo de seguimento de dois anos.

Do mesmo modo que os autores acima, não foram encontradas nesta pesquisa diferenças significativas entre os três grupos de artroplastias totais de joelho com e sem preserva-



Fonte (Source): CPMH-INTO-HTO-RJ – 1999-2001

Gráfico 4 – Percentual de co-contração

Graph 4 – Co-contraction percentage

inability of knee normal flexion within this gait stage of patients from groups I and III is the main cause of it.

In the gait assessment study of Kramers-de Quervain *et al*⁽⁷⁾, mean time elapsed from total arthroplasty and examination ranged from two to five years; in the study of Borden *et al*⁽⁸⁾, the mean time consisted of 62 months.

In this research, the mean time between surgery and gait analysis was 25.2 months. Although the time interval of those previously mentioned series is greater than that of our series, we have considered as adequate the mean time elapsed between arthroplasty and gait analysis, as supported by the study of Lee *et al*⁽⁹⁾. They demonstrated that, at six months postoperatively from total knee arthroplasty, values of several gait parameters are close to those from the control group, and changes of those parameters are not identified after one year from the arthroplasty.

Only three cases did not present an interval above six months between surgery and gait assessment (cases 41A, 43, and 48 – table 1). In case 41A and case 43, the interval consisted of three months, while in case 48, it was of four months. Cases 43 and 48 were included in group I (with PCL preservation); and case 41A was included in group II (no PCL preservation).

The scoring by New Jersey Score from cases 41A, 43, and 48 was 95, 93, 100 points, respectively.

We decided to keep those three cases in the study due to the following reasons: firstly, when gait parameters of each case were separately analyzed and conflicted with mean angulation patterns from each group of distribution, we observed that those values were comparable to mean values from their

ção do LCP, através da avaliação clínica e funcional com o *New Jersey Score*, sendo a pontuação média dos três grupos computada como excelente.

A marcha humana pode ser dividida em duas grandes fases: suporte e balanço, que correspondem, respectivamente, a 60% e 40% do ciclo de marcha normal.

A fase de suporte compreende o instante de contato inicial e as fases de aceitação de carga, suporte médio e pré-balanço. A fase de balanço compreende as fases de balanço inicial, médio e final.

O contato inicial representa o instante em que o pé toca o chão, normalmente com o calcâneo, e o joelho está praticamente em extensão completa.

A aceitação de carga é a fase em que ocorre a transferência de carga de um membro para o outro e em que o quadríceps atua excentricamente, modulando a tendência de flexão máxima do joelho.

No suporte médio, o apoio é monopodálico, já que o outro membro está em balanço. Retorna a tendência à extensão do joelho.

O pré-balanço é fase de transição entre as fases de suporte e balanço. É também a fase de impulsão, pois é quando se faz o avanço do membro à frente, novamente com tendência à flexão do joelho.

A fase de balanço é caracterizada pela ausência de contato do pé do solo. O balanço inicial é representado pelo momento em que o pé é retirado do solo. No balanço médio, ocorre o pico máximo de flexão do joelho e, no balanço final, a tendência é de retornar à extensão do joelho, para iniciar outro ciclo da marcha.

Ao ser avaliada, em termos absolutos, a média dos ângulos de flexão do joelho no instante e fases de suporte, o que mais se aproximou do normal no instante de contato inicial e fases de suporte médio e pré-balanço foi o grupo I. Entretanto, na fase de aceitação de carga, o grupo considerado mais próximo do normal foi o grupo II, seguido pelo grupo III.

Esses achados provavelmente estão relacionados à tendência de flexão do joelho observada nos pacientes do grupo II, em toda a fase de suporte. Acreditou-se, portanto, que esse fato seja o reflexo da incapacidade desse grupo de pacientes em reproduzir fisiologicamente as alternâncias de extensão e flexão nas diferentes fases da marcha.

Pela análise estatística, podemos afirmar que, no momento de contato inicial e nas fases de suporte médio e pré-balanço, o grupo que pôde ser considerado como mais próximo do normal foi aquele em que se preservou o LCP (grupo I) e, na

respective groups, therefore, with no interference on the sampling mean of those groups. The other reason was the clinical and functional assessment – rated as excellent – besides the distribution of those three cases: two belonged to group I, which was the one that showed the best results; and one belonged to group II.

Shoji et al⁽¹⁰⁾ assessed 28 patients from bilateral arthroplasty with PCL preservation of one knee, and PCL resection of the other knee. On clinical and functional assessment, by the Hospital for Special Surgery protocol, those authors did not observe any significant difference between the groups.

Udomkiat et al⁽¹¹⁾ functionally assessed 38 pairs of knees with osteoarthritis that were submitted to total knee arthroplasty; one side had PCL preservation, and the other side had PCL resection. They concluded that there were no statistically significant clinical or functional differences between the groups, at a minimum follow-up of two years.

Likewise, no significant differences were found in this study among three groups of total knee arthroplasties, with and without PCL preservation, as clinically and functionally measured by New Jersey Score, and the mean scores of all three groups were rated as excellent.

Human gait can be divided into two large stages: stance and swing, which correspond, respectively, to 60% and 40% of the normal gait cycle.

The stance phase comprehends the instant of initial contact (heel strike), load acceptance, mid-stance, and pre-swing phases. The swing phase comprises the initial swing; mid-swing, and final swing phases.

Initial contact represents the instant when the foot touches the ground, usually with the calcaneus, and the knee is practically in full extension.

Load acceptance is the phase where load transference from one limb to the other occurs, and the quadriceps muscle acts eccentrically, thus modulating the trend of knee maximum flexion.

The loading is monopodal during mid-stance, as the other limb is in the swing phase. Knee extension trend then returns.

Pre-swing is the transition phase between stance and swing phases. It is also an impulse phase, when the limb is advanced forward, again with a knee flexion trend.

The swing phase is featured by the absence of foot contact on the ground. The initial swing is represented by the moment of foot take off. Knee flexion peaks during mid-swing and, on final swing, there is a knee trend to return to extension, so that another gait cycle can be initiated.

fase de aceitação de carga, o grupo com estabilização posterior (grupo II).

Ao serem associados os dados acima com os da análise descritiva, notou-se que, na fase de aceitação de carga, o resultado mais próximo do normal foi obtido pelo grupo II, o que representa uma tendência de flexão inadequada em toda a fase de suporte, significando grande perda na eficiência da marcha.

Hilding *et al*⁽¹²⁾ analisaram a marcha de 27 pacientes submetidos a artroplastia total do joelho, a fim de avaliar o prognóstico de fixação dos implantes. O grupo considerado como o de pior prognóstico foi aquele em que os pacientes apresentavam maior tendência flexora do joelho durante a marcha.

É interessante observar que, mesmo avaliando parâmetros de marcha com objetivos de pesquisa completamente diferentes deste estudo, o grupo classificado como o de pior resultado foi aquele que apresentou maior tendência de flexão do joelho. Também foi considerado no nosso estudo como o grupo de pior resultado aquele que apresentou maior tendência de flexão do joelho durante a fase de suporte da marcha (grupo II).

A posição de flexão do joelho durante a fase de suporte demanda grande trabalho do quadríceps, que tem a função moduladora, pois, na ausência deste, não haveria impedimento para a flexão completa do joelho, ou seja, para o colapso articular em flexão, principalmente na fase de aceitação de carga.

Por essa observação, explica-se o motivo pelo qual, na análise eletromiográfica, ocorreu maior percentual de co-contracção do quadríceps com os isquiotibiais, exatamente no grupo em que se observou maior tendência de flexão na fase de suporte, ou seja, no grupo II, seguido pelo grupo III, que apresentou tendência intermediária de flexão e, finalmente, pelo grupo I, com um comportamento mais próximo do padrão de marcha normal entre os três grupos.

Essa tendência intermediária observada no grupo III talvez possa ser explicada pelo fato de que, mesmo sendo sacrificado o LCP, o principal diferencial deste implante é ser uma prótese de plataforma móvel.

Benedetti *et al*⁽¹³⁾ afirmaram que a co-contracção produz aumento das forças de compressão articular e, mesmo em pacientes com excelente avaliação funcional, a longevidade do implante pode ser comprometida pela alteração do controle neuromuscular do joelho.

Não há dúvida de que é crítica a associação da co-contracção com desenhos de polietileno menos congruentes, em que a área de contato do componente femoral com o polietileno é menor. Sendo a pressão igual à razão de força sobre a área (P

When assessed in absolute terms, the mean knee flexion angles as obtained instantly and during stance phases, the group closest to normal at the initial contact, mid-stance, and pre-swing phases was group I. However, during load acceptance, the closest to normal was group II, followed by group III.

Those findings are probably related to the knee flexion trend as observed in patients from group II during all stance phase. Therefore, it was believed that this is the reflex of inability from that patients group to physiologically reproduce extension and flexion alternation during different gait phases.

Upon statistical analysis, we can state that during initial contact, mid-stance and pre-swing phases, the closest to normal group was that one of PCL preservation (group I) and, during load acceptance phase, the group with posterior stabilization (group II).

When above mentioned data were associated to those from the descriptive analysis, we found that group II had the closest to normal result during load acceptance phase, which represents an inadequate flexion trend during all stance phase, meaning a great loss of gait efficiency.

Hilding et al⁽¹²⁾ assessed the gait from 27 patients submitted to total knee arthroplasty to evaluate implant fixation prognosis. The worst prognostic group was that in which patients presented the highest knee flexion trend during gait.

It is interesting to note that, even when assessing gait parameters, with a completely different research objective from this present study, the group rated as having the worst outcome was that one who presented the highest knee flexion trend. The group with the highest knee flexion trend during stance phase (group II) was also considered, in our study, as the one with the worst result.

The knee flexed position during stance phase demands intense quadriceps work, which has a modulating function; upon its absence, there would not be any impediment for complete flexion of the knee, which is joint collapse in flexion, mainly during load acceptance phase.

Based on that observation, it is explained why the electromyographic evaluation showed higher percentage of quadriceps and hamstrings co-contraction, just exactly from the group in which the highest flexion trend was noticed during stance phase – group II; group III had an intermediate flexion trend. Finally, group I had the closest standard gait pattern among the three groups.

That intermediate trend, as observed on group III, may be explained by the fact that the main differential of the implant was a prosthesis mobile platform, despite of PCL sacrifice.

= F / A), reduzindo-se a área de contato e aumentando-se as forças de compressão, evidentemente, ocorrerá aumento da pressão articular e, conseqüentemente, incremento do coeficiente de atrito entre as duas superfícies articulares, produzindo, teoricamente, desgaste mais precoce do polietileno.

Benedetti *et al*⁽¹³⁾ ressaltaram, ainda, que alterações nos parâmetros cinéticos e cinemáticos articulares podem levar a falhas nas artroplastias. Consideraram que o bom desempenho de uma artroplastia depende fundamentalmente da correta cinemática e controle de cargas articulares.

Incavo *et al*⁽¹⁴⁾ relataram que o comportamento cinemático não foi restabelecido nos joelhos submetidos a artroplastia total de joelho e que o grupo que mais se aproximou do padrão cinemático normal foi aquele em que se reteve o LCP. Entretanto, associaram seus resultados com o grau de inclinação posterior no corte tibial.

Andriacchi e Hurwitz⁽¹⁵⁾ também relataram que os pacientes submetidos a artroplastia total de joelho não recuperaram totalmente os parâmetros normais de marcha, a despeito de substancial melhora clínica.

Neste estudo, também se observou que, na totalidade dos casos, o padrão de marcha normal não foi restabelecido.

Wilson *et al*⁽¹⁶⁾ não observaram diferença significativa no arco de movimento entre pacientes submetidos a artroplastia com estabilização posterior e o grupo controle com pacientes normais, ao subir escadas. Bolanos *et al*⁽¹⁷⁾ também não encontraram diferenças avaliando artroplastias com e sem preservação do LCP em parâmetros de marcha, bem como arco de movimento do joelho e eletromiografia durante a marcha e ao subir escadas. Uma possível explicação para que os resultados desses autores fossem tão diferentes daqueles obtidos em nossa série parece relacionar-se com o pequeno número de casos avaliados em cada um daqueles estudos. O primeiro deles envolveu 16 pacientes e o segundo, 14 pacientes. Ao comparar-se o número de casos apresentados em cada uma dessas séries com o número de casos desta pesquisa, verificou-se que a primeira série corresponde a 22,86% e a segunda, a 20% do total de casos do presente estudo. Andriacchi e Hurwitz⁽¹⁵⁾ referiram-se especificamente aos resultados do trabalho de Wilson *et al*⁽¹⁶⁾, conflitantes com os seus, e admitiram que tal discordância pudesse estar relacionada ao fato de que essa série não fosse tão representativa, devido ao pequeno número amostral. Supõe-se que sua crítica possa também estender-se ao trabalho de Bolanos *et al*⁽¹⁷⁾, já que o número amostral de sua série é ainda menor que o do trabalho previamente citado.

Apesar de o número de casos desta pesquisa ser efetivamente maior que o dos dois trabalhos citados acima, esses

Benedetti *et al*⁽¹³⁾ stated that co-contraction produces increased joint compressive forces, and implant longevity may be compromised by changes of knee neuromuscular control, even in patients with functional evaluation regarded as excellent.

There is no doubt that the association between co-contraction and less congruent polyethylene designs, with smaller femoral component contact area with polyethylene, is critical. If pressure is equal to the ratio between force and area ($P = F / A$), the reduction of contact area and increased compression forces will, undoubtedly, increase joint pressure, thus creating an increment of the attrition coefficient between both articular surfaces, and theoretically producing earlier polyethylene wear.

Benedetti *et al*⁽¹³⁾ also noted that changes of joint kinetics and kinematic parameters may lead to arthroplasty failure. They considered that an adequate arthroplasty performance essentially depends on the correct kinematics and control of joint loads.

Incavo *et al*⁽¹⁴⁾ reported that kinematic behavior was not reestablished in knees submitted to total joint replacements; the patients group who had the closest to normal kinematic pattern was the group with PCL retention. However, they had linked their results to the grade of posterior tilting from the tibial cut.

Andriacchi and Hurwitz⁽¹⁵⁾ also reported that patients submitted to total knee arthroplasty have not completely recovered normal gait parameters, despite substantial clinical improvement.

In this study, we observed that normal gait pattern was not reestablished in any of the cases.

Wilson *et al*⁽¹⁶⁾ did not observe any significant difference of motion arc between patients submitted to posterior stabilization arthroplasty and the control group of normal patients, when climbing stairs. Bolanos *et al*⁽¹⁷⁾ did not find any differences from gait parameters when assessing arthroplasties with and without PCL preservation, as well as knee motion arc and electromyography, during gait and when climbing stairs. A possible explanation for the difference between results of those authors and the outcomes from our series seems to be related with the small number of cases that were assessed in each of those studies. The first study involved 16 patients; the second study involved 14 patients. When comparing the number of cases from each of those series with the number of cases from our study, we found that the first series corresponds to 22.86% of our cases; the second corresponds to 20% of total cases from this present study. Andriacchi and Hurwitz⁽¹⁵⁾ specifically

números refletem apenas uma pequena amostra do universo de casos de artroplastias totais de joelho com e sem preservação do LCP. É necessário aprofundar o estudo dos vários aspectos dessa controvérsia, a fim de que se possa caminhar no sentido de evidências mais significativas.

CONCLUSÕES

1) Em todos os pacientes estudados foram observadas alterações da marcha após a artroplastia total de joelho.

2) No grupo em que se preservou o LCP, foram obtidos os melhores resultados, tanto do ponto de vista da análise da marcha quanto em relação à eletromiografia dinâmica.

reported to the outcomes from the study of Wilson et al⁽¹⁶⁾, which conflicted with their results, and admitted that such disagreement could be related to the fact that the series lacked representation, due to the small sample number. It is supposed that their criticism may also be extended to the study of Bolanos et al⁽¹⁷⁾, as the sample number from their series is even smaller than the previously mentioned study.

Despite that the number of cases from this study is effectively higher than the one of those two above-mentioned studies, numbers reflect only a small sample from the universe of total knee arthroplasties, with and without PCL preservation. The study of those several aspects from the controversy should be deepened, so that we may be guided towards more significant evidences.

CONCLUSIONS

1) *Gait changes after knee total arthroplasty were observed in all studied patients.*

2) *The best results were seen in the group with PCL preservation, both on gait analysis and dynamic electromyography.*

REFERÊNCIAS / REFERENCES

1. Scott R.D., Volatile T.B.: Twelve years' experience with posterior cruciate-retaining total knee arthroplasty. Clin Orthop 205: 100-107, 1986.
2. Sledge C.B.: "Arthroplasty of the knee". In: Surgery of the musculoskeletal system. New York, Churchill Livingstone, p. 3603, 1990.
3. Buechel F.F.: A simplified evaluation system for the rating of knee function. Orthop Rev 11: 97-101, 1982.
4. Winter D.A.: "Kinematics". In: The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. University of Waterloo Press, p. 17-33, 1991.
5. Stephens M.A.: EDF Statistics for goodness of fit and some comparisons. J Am Statistic Assoc 69: 730-737, 1974.
6. Öberg T., Karszina P.T., Öberg K.: Joint angle parameters in gait: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. J Rehabil Res Dev 31: 199-213, 1994.
7. Kramers-de Quervain I.A., Stussi E., Muller R., et al: Quantitative gait analysis after bilateral total knee arthroplasty with two different systems within each subject. J Arthroplasty 12: 168-179, 1997.
8. Borden L.S., Perry J.E., Davis B.L., et al: A biomechanical evaluation of one-stage vs two-stage bilateral knee arthroplasty patients. Gait Posture 9: 24-30, 1999.
9. Lee T.H., Tsuchida T., Kitahara H., et al: Gait analysis before and after unilateral total knee arthroplasty. Study using a linear regression model of normal controls – women without arthroplasty. J Orthop Sci 4: 13-21, 1999.
10. Shoji H., Wolf A., Packard S., et al: Cruciate retained and excised total knee arthroplasty. A comparative study in patients with bilateral total knee arthroplasty. Clin Orthop 305: 218-222, 1994.
11. Udomkiat P., Meng B.J., Dorr L.D., et al: Functional comparison of posterior cruciate retention and substitution knee replacement. Clin Orthop 378: 192-201, 2000.
12. Hilding M.B., Ryd L., Toksvig-Larsen S., et al: Gait affects tibial component fixation. J Arthroplasty 14: 589-593, 1999.
13. Benedetti M.G., Bonato P., Catani F., et al: Myoelectric activation pattern during gait in total knee replacement: relationship with kinematics, kinetics, and clinical outcome. IEEE Trans Rehabil Eng 7: 140-149, 1999.
14. Incavo S.J., Beynnon B.D., Johnson C.C., et al: Knee kinematics in genesis total knee arthroplasty. A comparison of different tibial designs with and without posterior cruciate substitution in cadaveric specimens. Am J Knee Surg 10: 209-215, 1997.
15. Andriacchi T.P., Hurwitz D.E.: Gait biomechanics and total knee arthroplasty. Am J Knee Surg 10: 255-260, 1997.
16. Wilson S.A., McCann P.D., Gotlin R.S., et al: Comprehensive gait analysis in posterior-stabilized knee arthroplasty. J Arthroplasty 11: 359-367, 1996.
17. Bolanos A.A., Colizza W.A., McCann P.D., et al: A comparison of isokinetics strength testing and gait analysis in patients with posterior cruciate-retaining and substituting knee arthroplasties. J Arthroplasty 13: 906-915, 1998.