



Análise da Marcha na Artroplastia da Anca (Prótese Total da Anca não Cimentada)

Dissertação apresentada com vista à obtenção do grau de Mestre (Decreto-Lei nº216/92, de 13 de Outubro) em Ciências do Desporto, área de especialização em Actividade Física Adaptada.

Orientador:

Professor Doutor Leandro Machado

Ana Maria Veiga do Coxo Martins

Porto, 2006

Martins, Ana M.V. (2006). Análise da Marcha na Artroplastia da Anca (prótese total da anca não cimentada). Dissertação apresentada com vista à obtenção do grau de Mestre (Decreto-Lei nº216/92, de 13 de Outubro) em Ciências do Desporto, área de especialização em Actividade Física Adaptada. Faculdade de Desporto da Universidade do Porto. Universidade do Porto. Porto.

Orientador: Professor Doutor Leandro Machado

Palavras chave: osteoartrose, artroplastia da anca, padrão de marcha, cinética, cinemática, dinamometria.

Aos meus Pais,
Ramiro e Pedro Nuno

AGRADECIMENTOS

A Deus pela grande dádiva de força e perseverança, julgando-me capaz na concretização de um sonho à muito desejado.

Os meus sinceros agradecimentos ao Professor Doutor Leandro Machado, orientador desta tese de mestrado, pela forma como acolheu este projecto, pela sua competência e inigualável saber, orientação prestada, disponibilidade concedida e estímulo constante ao longo do trabalho.

Ao Laboratório de Biomecânica da FADEUP, na pessoa do Professor Doutor João Paulo Vilas Boas pela oportunidade concedida de realizar este trabalho de investigação.

À Professora Doutora Adília Silva coordenadora do Curso de Mestrado, pela forma como incutiu em mim força e coragem, pela ajuda no percurso desta jornada. Muito obrigada.

Ao Eng.º Pedro Gonçalves pelos ensinamentos, apoio na recolha dos dados, no suporte informático, pelas explicações sempre bem vindas, paciência, extrema simpatia e boa disposição reveladas durante o estudo experimental.

Ao Dr. Rui Corredeira pela ajuda em facultar literatura para os trabalhos do primeiro ano.

Ao meu marido, Ramiro Martins, um agradecimento muito especial pelo amor, ajuda e presença constante nos bons e nos menos bons momentos destes anos de trabalho, que sem o seu apoio, muitas dificuldades não teriam sido ultrapassadas.

Ao meu querido e muito amado filho Pedro Nuno, que aguarda mais disponibilidade, para acompanhar o seu desenvolvimento.

Aos meus Pais Zulmira e António pela ajuda e conselhos que me deram, pela vida, por tudo. Bem hajam.

Ao Dr. Adélio Vilaça, Ortopedista do serviço de Ortopedia do Hospital Geral de Santo António, E.P., incansável na sua colaboração, pesquisa de informação na área ortopédica.

À Andreia Sofia que espera pela minha disponibilidade para a sua recuperação.

Todo o meu respeito a todos os pacientes participantes deste estudo, por se deslocarem ao Laboratório de Biomecânica da FADEUP, pela paciência e cooperação reveladas durante o trabalho experimental e que permitiram que este estudo se realiza-se.

A todos aqueles que engrandeceram este trabalho com a sua participação activa, para conseguir chegar ao fim desta etapa.

Aos membros do júri, a disponibilidade demonstrada para apreciar este trabalho.

A todos os docentes do curso de Mestrado pelos valiosos ensinamentos e na disposição de sempre ajudar.

ÍNDICE GERAL

	Pág.
AGRADECIMENTOS.....	v
ÍNDICE GERAL.....	vii
ÍNDICE DE FIGURAS	xi
ÍNDICE DE QUADROS.....	xvii
ÍNDICE DE ANEXOS	xxiii
RESUMO.....	xxv
ABSTRACT.....	xxvii
RÉSUMÉ	xxix
1. INTRODUÇÃO	3
1.1 Considerações gerais.....	3
1.2 Estrutura do trabalho	5
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	9
2.1 Aspectos biomecânicos para o estudo da marcha.....	11
2.1.1 Métodos de estudo de análise de marcha	14
2.1.1.1 Análise Cinemática.....	15
2.1.1.2 Análise Cinética.....	17
2.2 A marcha humana.....	18
2.2.1 Ciclo de marcha	19
2.2.2 Cronologia do ciclo de marcha	22
2.2.3 Parâmetros do ciclo de marcha	23
2.2.3.1 Parâmetros temporais	23
2.2.3.2 Parâmetros espaciais	24
2.2.3.3 Parâmetros espaço-temporais	25
2.2.4 Função da anca na marcha.....	26
2.2.5 Função do pé na marcha	28
2.3 Distribuição das forças de reacção do solo ao longo do ciclo de marcha	32
2.3.1 Componente vertical da força de reacção do solo	34
2.3.2 Componente ântero-posterior da força de reacção do solo (Fy)	35
2.3.3 Componente médio-lateral da força de reacção do solo (Fx).....	37
2.3.4 Plataforma de força	38
2.4 Distribuição da pressão na região plantar	41
2.5 Palmilhas transdutoras de pressão plantar	44

2.6	Anatomia e biomecânica da anca	45
2.6.1	Considerações anatómicas	45
2.6.2	Área de contacto	49
2.6.3	Sistema muscular da anca	50
2.6.4	Biomecânica da anca	52
2.6.4.1	Marcha patológica	55
2.6.5	Distúrbios músculo-esqueléticos da anca	60
2.6.6	Artrose da anca	60
2.6.6.1	Etiologia	66
2.6.6.2	Aspectos clínicos da osteoartrose	68
2.6.6.3	Alterações da marcha nos artrósicos	70
2.7	Artroplastia da anca	71
2.8	Materiais utilizados na PTA	73
2.9	Procedimento operatório	75
2.9.1	Tipos de abordagem cirúrgica	75
2.9.2	Factores de selecção das próteses	76
2.10	Prótese total da anca não-cimentada	77
2.10.1	A prótese total da anca não-cimentada Spotorno	81
2.10.2	Prótese total da anca anatomicamente adaptada	82
2.10.3	Factores que influenciam o insucesso da artroplastia da anca	83
2.11	Resultados obtidos com a PTA	84
3.	OBJECTIVOS E HIPÓTESES	91
3.1	Objectivos gerais	91
3.2	Objectivos específicos	91
3.3	Hipóteses	92
4.	MATERIAIS E MÉTODOS	97
4.1	Tipo de estudo	97
4.2	População	97
4.3	Amostra	97
4.3.1	Critérios de selecção da amostra	98
4.3.2	Caracterização da amostra	98
4.4	Procedimentos metodológicos do protocolo experimental	99
4.5	Procedimentos prévios	101
4.5.1	Procedimentos na preparação dos sujeitos da amostra	101
4.5.2	Protocolo do teste de marcha	103
4.5.3	Material e instrumentos utilizados	104
4.5.4	Procedimentos associados à colocação, sincronização e calibração das câmaras de vídeo	104

4.6	Análise Cinemática	106
4.6.1.	Análise dos parâmetros cinemáticos – estudo dos ângulos articulares	107
4.6.2.	Procedimentos relativos à análise cinemática da marcha.....	108
4.7.	Análise dinamométrica (Força de Reacção do Solo e Distribuição da Pressão Plantar Dinâmica).....	109
4.8	Registo das pressões plantares dinâmicas	112
4.8.1	Variáveis em estudo	117
4.9	Procedimentos estatísticos	118
4.10	Tratamento dos dados	119
5.	APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS.....	123
5.1	Análise dos tempos durante a fase de apoio.....	124
5.2	Análise cinética – estudo das variáveis integral, máximo, mínimo, 1º pico e 2º pico.....	126
5.2.1	Análise da componente antero-posterior (Fy) da força de reacção do solo.	126
5.2.2	Análise da componente médio-lateral (Fx) da força de reacção do solo	131
5.2.3	Análise da componente vertical (Fz) da força de reacção do solo	136
5.2.4	Análise das componentes antero-posterior (Fy) e médio-lateral (Fx) da força de reacção do solo num dado instante	140
5.2.5	Análise da componente vertical (Fz) da força de reacção do solo nos instantes correspondentes ao 1º pico, mínimo (ponto de deflexão) e 2º pico da curva.....	142
5.3	Análise da distribuição da pressão plantar	145
5.3.1	Análise da distribuição da pressão nas quatro áreas de apoio plantar ..	145
5.4	Análise cinemática – estudo dos ângulos articulares durante o ciclo de marcha através do registo de imagem em vídeo	161
5.4.1	Estudo da variável média dos ângulos articulares no ciclo de marcha ..	161
6.	DISCUSSÃO DOS RESULTADOS.....	173
7.	CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA ESTUDOS FUTUROS	187
7.1	Conclusões.....	187
7.2	Sugestões para estudos futuros	190
8.	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	195

ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1 Representação da posição dos membros inferiores durante um ciclo da marcha (Adaptado de Amadio e Barbanti, 2000).	20
Figura 2 Cronologia do ciclo de marcha (Adaptada de Plas, 2001).	22
Figura 3 Pontos de apoio do pé no solo e respectivos arcos da abóbada plantar: A – cabeça do 1º metatarsiano, B - cabeça do 5º metatarsiano, C – extremidade posterior do calcâneo (Kapandji, 2000).	29
Figura 4 Pé: vista interna em flexão plantar do tornozelo (Massada, 2001).	30
Figura 5 Componentes da força de reacção do solo (FRS) (Barela e Duarte, 2006).	34
Figura 6 Componente vertical da FRS durante o apoio do pé no solo (adaptado de Viel, 2002).	35
Figura 7 Componente horizontal antero-posterior da FRS durante o apoio do pé no solo (adaptado de Viel, 2002).	36
Figura 8 Componente médio-lateral da força durante o apoio do pé no solo (adaptado de Viel, 2001).	37
Figura 9 Plataforma de força. Componentes da força de reacção do solo: vertical (Fz), antero-posterior (Fy) e médio-lateral (Fx).	39
Figura 10 Validação do apoio plantar sobre a plataforma de forças (Laassel, 2001).....	40
Figura 11 Movimento da cintura pélvica, que posiciona a articulação da anca para uma adequada movimentação do fémur (Hall, 2000).	46
Figura 12 Vista anterior da pélvis (adaptado de Netter, 1998).	48
Figura 13 Componentes da FRS exercidas sobre o fémur (Lim et al., 1999).	58
Figura 14 Artrose da anca (adaptado de Netter, 1998).	63
Figura 15 Fisiopatologia da artrose idiopática.(Larget-Piet e Haddad, 1985).	64
Figura 16 Osteoartrose bilateral da articulação da anca. Radiografia Antero-posterior (AP) com o paciente em carga (gentilmente cedida por Dr. Vilaça).	65
Figura 17 Posicionamento do paciente na abordagem póstero-lateral (Tonino et al., 1995). 76	
Figura 18 Radiografia da Prótese Total da Anca não-cimentada tipo Cedior®, Zimmer (gentilmente cedida por Dr. Vilaça).	78
Figura 19 Prótese total da anca não-cimentada e componentes (cúpula e haste revestidas a	

	Hidroxiapatite); modelo ABGII HA (Tonino et al., 1995).	80
Figura 20	Prótese total da anca não-cimentada <i>Spotorno</i> (Renaltec, 2006)..	82
Figura 21	Etapas do protocolo experimental.	100
Figura 22	Plataforma de força e dispositivo de calibração (cubo metálico).	105
Figura 23	Dispositivo de calibração; estrado onde estava inserida a plataforma de força e câmara de vídeo de alta velocidade.	106
Figura 24	Amplificador, interface Biopac UM100 e conversor analógico-digital de 16 bits da marca Biopac.	110
Figura 25	Plataforma de forças, palmilhas transdutoras de pressão plantar e marcadores reflectores nos pontos a digitalizar.	111
Figura 26	Sistema Pedar (material utilizado).	111
Figura 27	Componentes do Sistema Pedar da Novel.	112
Figura 28	Imagem bidimensional da distribuição das pressões plantares.	113
Figura 29	Representação do mapa de distribuição plantar (Sacco, 1997).	114
Figura 30	Representação do mapa de distribuição plantar utilizado no estudo (Orlin e McPoil, 2000).	115
Figura 31	Definição das Fases e Sub-fases do ciclo de marcha (Fases I e II; Sub-fases 1, 2, 3 e 4).....	124
Figura 32	Médias e desvios-padrão dos tempos (s) para a fase I (Ini/ApM), fase II (ApM/Fin) e fase de apoio (Ini/Fin) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	125
Figura 33	Médias e desvios-padrão do integral de Fy (normalizado ao peso) para a sub-fase 1 (Ini/Min), sub-fase 2 (Min/ApM), sub-fase 3 (ApM/Máx) e sub-fase 4 (Máx/Fin) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	127
Figura 34	Médias e desvios-padrão do integral de Fy (normalizado ao peso) para a fase I (Ini/ApM), fase II (ApM/Fin) e fase de apoio (Ini/Fin) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	115
Figura 35	Médias e desvios-padrão de Fy média (normalizado ao peso) para a sub-fase 1 (Ini/Min), sub-fase 2 (Min/ApM), sub-fase 3 (ApM/Máx) e sub-fase 4 (Máx/Fin) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	119

Figura 36	Médias e desvios-padrão do integral normalizado de Fx para a sub-fase 1 (Ini/Min), sub-fase 2 (Min/ApM), sub-fase 3 (ApM/Máx) e sub-fase 4 (Máx/Fin) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	132
Figura 37	Médias e desvios-padrão do integral normalizado de Fx para a fase I (Ini/ApM), fase II (ApM/Fin) e fase de apoio (Ini/Fin) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com prótese) e membro com prótese (indivíduos com próteses).	132
Figura 38	Médias e desvios-padrão da força Fx média (normalizado ao peso) para a sub-fase 1 (Ini/Min), sub-fase 2 (Min/ApM), sub-fase 3 (ApM/Máx) e sub-fase 4 (Máx/Fin) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	134
Figura 39	Médias e desvios-padrão do integral normalizado de Fz para a sub-fase 1 (Ini/Min), sub-fase 2 (Min/ApM), sub-fase 3 (ApM/Máx) e sub-fase 4 (Máx/Fin) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	137
Figura 40	Médias e desvios-padrão do integral normalizado de Fz para a fase I (Ini/Min), fase II (Min/Fin) e fase de apoio (Ini/Fin) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	137
Figura 41	Médias e desvios-padrão da força Fz média (normalizado ao peso) para a sub-fase 1 (Ini/Min), sub-fase 2 (Min/ApM), sub-fase 3 (ApM/Máx) e sub-fase 4 (Máx/Fin) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	139
Figura 42	Médias e desvios-padrão dos valores normalizados das forças Fy e Fx, num dado instante, para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	141
Figura 43	Médias e desvios-padrão dos valores normalizados das forças Fz, num dado instante, para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	143
Figura 44	Médias e desvios-padrão dos valores normalizados das pressões plantares no antepé e médio-pé interno em tFyini (início da fase de apoio) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	147
Figura 45	Médias e desvios-padrão dos valores normalizados das pressões plantares no médio-pé externo e retro-pé em tFyini (início da fase de apoio) para os grupos de	

	controle, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	147
Figura 46	Médias e desvios-padrão dos valores normalizados das pressões plantares no antepé e médio-pé interno em tFymin (valor mínimo de Fy) para os grupos de controle, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	150
Figura 47	Médias e desvios-padrão dos valores normalizados das pressões plantares no médio-pé externo e retro-pé em tFymin (valor mínimo de Fy) para os grupos de controle, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	150
Figura 48	Médias e desvios-padrão dos valores normalizados das pressões plantares no antepé e médio-pé interno em tFyapm (apoio médio, Fy=0) para os grupos de controle, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	153
Figura 49	Médias e desvios-padrão dos valores normalizados das pressões plantares no médio-pé externo e retro-pé em tFyapm (apoio médio, Fy=0) para os grupos de controle, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	153
Figura 50	Médias e desvios-padrão dos valores normalizados das pressões plantares no antepé e médio-pé interno em tFymax (valor máximo de Fy) para os grupos de controle, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	156
Figura 51	Médias e desvios-padrão dos valores normalizados das pressões plantares no médio-pé externo e retro-pé em tFymax (valor máximo de Fy) para os grupos de controle, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	156
Figura 52	Médias e desvios-padrão dos valores normalizados das pressões plantares no antepé e médio-pé interno em tFyfin (fim da fase de apoio) para os grupos de controle, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	159
Figura 53	Médias e desvios-padrão dos valores normalizados das pressões plantares no médio-pé externo e retro-pé em tFyfin (fim da fase de apoio) para os grupos de controle, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	159
Figura 54	Médias e desvios-padrão dos valores dos ângulos (tronco/coxa, coxa/perna, perna/pé) no instante tFyini (início da fase de apoio) para os grupos de controle,	

	membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	162
Figura 55	Médias e desvios-padrão dos valores dos ângulos (tronco/coxa, coxa/perna, perna/pé) no instante tFymin (valor mínimo de Fy) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	164
Figura 56	Médias e desvios-padrão dos valores dos ângulos (tronco/coxa, coxa/perna, perna/pé) no instante tFyapm (apoio médio, Fy=0) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	166
Figura 57	Médias e desvios-padrão dos valores dos ângulos (tronco/coxa, coxa/perna, perna/pé) no instante tFymax (valor máximo de Fy) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	167
Figura 58	Médias e desvios-padrão dos valores dos ângulos (tronco/coxa, coxa/perna, perna/pé) no instante tFyfin (fim da fase de apoio) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	169

ÍNDICE DE QUADROS

	Pág.
Quadro 1 Critérios de selecção da amostra.	98
Quadro 2 Caracterização da amostra em termos de massa corporal, idade, altura, membro com PTA (MPTA), membro íntegro (MI) (todos do sexo masculino).	99
Quadro 3 Representação da figura de traços no plano sagital, pontos de referência anatómicos e respectivos segmentos corporais.	107
Quadro 4 Médias e desvios-padrão dos valores do tempo (s) para a fase I (Ini/ApM), fase II (ApM/Fin) e fase de apoio (Ini/Fin) dos grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	124
Quadro 5 Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores do tempo na fase I (Ini/apM), fase II (ApM/Fin) e fase de apoio (Ini/Fin).	126
Quadro 6 Médias e desvios-padrão dos valores normalizados (ao peso) do integral de Fy para a sub-fase 1 (Ini/Min), sub-fase 2 (Min/ApM), sub-fase 3 (ApM/Máx) e sub-fase 4 (Máx/Fin) dos grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	126
Quadro 7 Médias e desvios-padrão dos valores normalizados (ao peso) do integral de Fy para a fase I (Ini/apM), fase II (ApM/Fin) e fase de apoio (Ini/Fin) dos grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	127
Quadro 8 Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores normalizados do integral normalizado da força Fy na sub-fase 1 (Ini/Min), sub-fase 2 (Min/ApM), sub-fase 3 (ApM/Máx) e sub-fase 4 (Máx/Fin).	128
Quadro 9 Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores normalizados do integral normalizado da força Fy na fase I (Ini/apM), fase II (ApM/Fin) e fase de apoio (Ini/Fin).	129
Quadro 10 Médias e desvios-padrão dos valores normalizados da força Fy média para as sub-fases 1, 2, 3 e 4 dos grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	129
Quadro 11 Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores normalizados da força Fy média nas sub-fases 1, 2, 3 e 4..	130
Quadro 12 Médias e desvios-padrão dos valores normalizados ao peso do integral de Fx (impulso) para a sub-fase 1 (Ini/Min), sub-fase 2 (Min/ApM), sub-fase 3 (ApM/Máx)	

e sub-fase 4 (Máx/Fin) dos grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA)..	131
Quadro 13 Médias e desvios-padrão dos valores normalizados ao peso do integral de Fx (impulso) para a fase I (Ini/apM), fase II (ApM/Fin) e fase de apoio (Ini/Fin) dos grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	131
Quadro 14 Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores normalizados do integral normalizado da força Fx na sub-fase 1 (Ini/Min), sub-fase 2 (Min/ApM), sub-fase 3 (ApM/Máx) e sub-fase 4 (Máx/Fin).	133
Quadro 15 Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores normalizados do integral normalizado da força Fx na fase I (Ini/ApM), fase II (ApM/Fin) e fase de apoio (Ini/Fin).	133
Quadro 16 Médias e desvios-padrão dos valores normalizados da força Fx média para as sub-fases 1, 2, 3 e 4 dos grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	134
Quadro 17 Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores normalizados da força Fx média nas sub-fases 1, 2, 3 e 4.	135
Quadro 18 Médias e desvios-padrão dos valores normalizados ao peso do integral de Fz para a sub-fase 1 (Ini/Min), sub-fase 2 (Min/ApM), sub-fase 3 (ApM/Máx) e sub-fase 4 (Máx/Fin) dos grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	136
Quadro 19 Médias e desvios-padrão dos valores normalizados ao peso do integral de Fz para a fase I (Ini/apM), fase II (ApM/Fin) e fase de apoio (Ini/Fin) dos grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	136
Quadro 20 Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores normalizados do integral normalizado da força Fz na sub-fase 1 (Ini/Min), sub-fase 2 (Min/ApM), sub-fase 3 (ApM/Máx) e sub-fase 4 (Máx/Fin).	138
Quadro 21 Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores normalizados do integral normalizado da força Fz na fase I (Ini/ApM), fase II (ApM/Fin) e fase de apoio (Ini/Fin).	138
Quadro 22 Médias e desvios-padrão dos valores normalizados da força Fz média para a sub-fase 1 (Ini/Min), sub-fase 2 (Min/ApM), sub-fase 3 (ApM/Máx) e sub-fase 4 (Máx/Fin) dos grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	139

Quadro 23	Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores normalizados da força Fz média nas sub-fases 1, 2, 3 e 4.....	140
Quadro 24	Médias e desvios-padrão dos valores normalizados, ao peso, de Fy e Fx, num dado instante, para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	141
Quadro 25	Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores normalizados da força Fy e Fx num dado instante.	142
Quadro 26	Médias e desvios-padrão dos valores normalizados de Fz, num dado instante, para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	143
Quadro 27	Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores normalizados da força Fz num dado instante.	144
Quadro 28	Médias e desvios-padrão dos valores normalizados das pressões plantares no antepé, médio-pé interno, médio-pé externo e retro-pé em tFyini (início da fase de apoio) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	146
Quadro 29	Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores normalizados das pressões plantares no antepé, médio-pé interno, médio-pé externo e retro-pé em tFyini (início da fase de apoio).	148
Quadro 30	Médias e desvios-padrão dos valores normalizados das pressões plantares no antepé, médio-pé interno, médio-pé externo e retro-pé em tFymin (valor mínimo de Fy) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	149
Quadro 31	Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores normalizados das pressões plantares no antepé, médio-pé interno, médio-pé externo e retro-pé em tFymin (valor mínimo de Fy).	151
Quadro 32	Médias e desvios-padrão dos valores normalizados das pressões plantares no antepé, médio-pé interno, médio-pé externo e retro-pé no momento tFyapm (apoio médio) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	152
Quadro 33	Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores normalizados das pressões plantares no antepé, médio-pé interno, médio-pé externo e retro-pé em tFyapm (apoio médio, Fy=0).	154
Quadro 34	Médias e desvios-padrão dos valores normalizados das pressões plantares no antepé, médio-pé interno, médio-pé externo e retro-pé no momento tFymax para os	

grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	155
Quadro 35 Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores normalizados das pressões plantares no antepé, médio-pé interno, médio-pé externo e retro-pé em tFymax (valor máximo de Fy).	157
Quadro 36 Médias e desvios-padrão dos valores normalizados das pressões plantares no antepé, médio-pé interno, médio-pé externo e retro-pé no momento tFyfin (fim da fase de apoio) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	158
Quadro 37 Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores normalizados das pressões plantares no antepé, médio-pé interno, médio-pé externo e retro-pé em tFyfin (fim da fase de apoio).	160
Quadro 38 Médias e desvios-padrão dos valores dos ângulos, em graus, (tronco/coxa, coxa/perna, perna/pé, pé/solo) no instante tFyini (início da fase de apoio) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	161
Quadro 39 Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores dos ângulos (tronco/coxa, coxa/perna, perna/pé) no instante tFyini (início da fase de apoio).	163
Quadro 40 Médias e desvios-padrão dos valores dos ângulos, em graus, (tronco/coxa, coxa/perna, perna/pé) no instante tFymin para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	163
Quadro 41 Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores dos ângulos (tronco/coxa, coxa/perna, perna/pé) no instante tFymin (valor mínimo de Fy). ...	165
Quadro 42 Médias e desvios-padrão dos valores dos ângulos, em graus, (tronco/coxa, coxa/perna, perna/pé) no instante tFyapm (apoio médio, Fy=0) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	165
Quadro 43 Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores dos ângulos (tronco/coxa, coxa/perna, perna/pé) no instante tFyapm (apoio médio, Fy=0). ...	166
Quadro 44 Médias e desvios-padrão dos valores dos ângulos, em graus, (tronco/coxa, coxa/perna, perna/pé) no instante tFymax para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	167
Quadro 45 Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores dos ângulos (tronco/coxa, coxa/perna, perna/pé) no instante tFymax (valor máximo de Fy). .	168

Quadro 46 Médias e desvios-padrão dos valores dos ângulos, em graus, (tronco/coxa, coxa/perna, perna/pé) no instante tFyfin (fim da fase de apoio) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).	168
Quadro 47 Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores dos ângulos (tronco/coxa, coxa/perna, perna/pé) no instante tFyfin (fim da fase de apoio). ...	169

ÍNDICE DE ANEXOS

Pág.

Anexo 1

Consentimento informado para a participação dos indivíduos no estudo experimental.219

Anexo 2

Ficha de caracterização da amostra.221

RESUMO

O objectivo deste estudo consistiu em determinar as repercussões biomecânicas no ciclo de marcha em indivíduos com artroplastia da anca não cimentada há mais de um ano. Foram analisados os parâmetros cinéticos, cinemáticos e dinâmicos de uma amostra de 18 indivíduos (9 indivíduos sem patologia – grupo controlo e 9 indivíduos com artroplastia da anca unilateral não-cimentada) do sexo masculino. Na análise cinemática estudaram-se os movimentos articulares de diferentes segmentos dos membros inferiores no plano sagital. Os ângulos articulares definidos para este estudo foram os ângulos pé/solo, perna/pé, coxa/perna, e tronco/coxa; entre os segmentos corporais tronco, coxa, perna, pé. Na análise dinamométrica da marcha, usando a plataforma de forças, determinaram-se as componentes da força de reacção do solo (vertical, ântero-posterior e médio-lateral); foram obtidos em simultâneo os dados relativos à pressão plantar, recolhidos pelo sistema *Pedar*. O grupo de controlo registou um tempo de apoio aproximadamente igual ao que foi observado para qualquer dos membros inferiores dos indivíduos sujeitos a PTA; indicador de que a cirurgia permitiu melhorar significativamente a funcionalidade da marcha. Os valores do impulso (integral de F_y e de F_x) não apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre grupos. Para o 1º e 2º picos da curva de F_z , os valores foram menores no grupo submetido à artroplastia da anca do que no grupo de controlo. Os valores mais elevados da pressão plantar variaram entre as diferentes áreas plantares e entre os grupos comparados. Os picos de pressão plantar máxima foram observados no instante $tF_{y\max}$, para os três grupos, na área do antepé. A análise cinemática permite concluir que, para os três grupos, a cirurgia da artroplastia total da anca provavelmente induziu alterações nos ângulos articulares da anca, joelho e tornozelo. Conclui-se que em indivíduos com PTA o instante de contacto do membro com o solo é a etapa mais determinante.

Palavras chave: osteoartrose, artroplastia da anca, marcha, cinética, cinemática, dinamometria.

ABSTRACT

The objective of this study consisted of determining the biomechanics repercussion in the gait cycle in individuals with no cemented hip arthroplasty for more than one year. The kinetics, kinematics and dynamics parameters of 18 male individuals sample were analyzed (9 individuals without pathology – control group and 9 individuals with no cemented unilateral hip arthroplasty). In the kinematics analysis were studied the joint movements of different inferior limbs segments in the sagittal plan. The joint angles defined for this study were the angles foot/ground, leg/foot, thigh/leg, and trunk/thigh; between the corporal segments trunk, thigh, leg and foot. In the gait dynamometric analyses, using the force platform, were determined the ground reaction forces components (vertical, anteroposterior and middle-lateral); the plantar pressure data were obtained simultaneously by the *Pedar* system. The control group recorded a stance time approximately equal to that observed for any of the inferior members in the individuals submitted to PTA; indicating that the surgery allowed significantly improving the gait functionality. The impulse values (F_y and F_x integral) had not presented significative statistical differences between groups. For the 1° and 2° F_z curve peaks, the values were smaller in the group submitted to the hip arthroplasty than in the control group. The higher values of the plantar pressure ranged between the different plantar areas and between the compared groups. The maximum plantar pressure peaks were detected in the instant $t_{F_{y\max}}$, for the three groups, in the forefoot area. The kinematics analysis suggests that, for the three groups, the total hip arthroplasty surgery probably induced alterations in the joint angles of hip, knee and ankle. One concludes that in individuals with PTA the instant of member contact with the ground is the stage most determinative.

Keywords: osteoarthritis, hip arthroplasty, gait, kinetic, kinematics, dynamometry.

RÉSUMÉ

L'objectif de cette étude a consisté en déterminer les répercussions biomécaniques dans le cycle de marche en sujets avec prothèse de l'anche non cimentée a plus d'une année. Ont été analysé les paramètres cinétiques, cinématiques et dynamométriques d'un échantillon de 18 sujets (9 sujets au besoin pathologique – groupe contrôle - et 9 sujets avec prothèse de l'anche unilatérale non cimentée) du sexe masculin. Dans l'analyse cinématique se sont étudiés les mouvements articulaires des différents segments des membres inférieures dans la plane sagittale. Les angles articulaires définis pour cette étude ont été les angles pied/sol, jambe/pied, cuisse /jambe, et tronc/ cuisse; entre les segments corporels tronc, cuisse, jambe et pied. Dans l'analyse dynamométrique de la marche, en utilisant la plate-forme de forces, se sont déterminés les composants de force de réaction du sol (vertical, antéropostérieur, medio-latérale); ont été obtenus simultanément les données relatives à la pression plantaire, rassemblées avec le system Pedar. Le groupe de contrôle a enregistré un temps d'appui approximativement égal au observée pour quelconque des membres inférieurs des sujets avec PTA; un indicateur que la chirurgie a permis de s'améliorer significativement la fonctionnalité da la marche. Les valeurs de l'impulsion (intégrale de F_y et F_x) n'ont pas présenté de différences statistiquement significatives entre groupes. Pour le 1^o et 2^o pics de la curve F_z , les valeurs ont été moindres dans le groupe sujet à arthroplastie de l'anche qui pour le groupe de contrôle. Les valeurs les plus élevés de la pression plantaire ont varié entre les différents secteurs plantaires et entre les groupes comparés. Les pics de pression plantaire maximum ont été enregistrés pour l'instant $t_{F_{ymax}}$, pour les trois groupes, dans le secteur de l'antpied. L'analyse cinématique permet de conclure que, pour les trois groupes, la chirurgie de l'arthroplastie totale de l'anche probablement a induit des modifications dans les angles articulaires de l'anche, genou et cheville. Il se conclut que dans des personnes avec PTA l'instant de contact du membre avec le sol est l'étape le plus déterminant.

Mots-clé: arthrose, arthroplastie de l'anche, marche, cinétique, cinématique, dynamométrie.

ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

ACK	Software Acqknowledge
A-L	Abordagem antero-lateral
APAS	Ariel Performance Analysis System
ApM	Apoio médio
CM	Ciclo de Marcha
CP	Comprimento da Passada
Cp	Comprimento do passo
Fin	Final
Fp	Cadência ou frequência do passo
FRS	Força de Reacção do Solo
Fx	Componente médio-lateral da força de reacção do solo
Fy	Componente antero-posterior da força de reacção do solo
Fz	Componente vertical da força de reacção do solo
Fz max 1	Primeiro pico da componente vertical da força de reacção do solo
Fz max 2	Segundo pico da componente vertical da força de reacção do solo
HA	Hidroxiapatite
Ini	Início
LP	Largura do passo
Máx	Máximo

MI	Membro íntegro
Min	Mínimo
MMA	Polimetilmetacrilato de metilo
MO	Membro operado
Mx	Momento da componente médio-lateral da força de reacção do solo
My	Momento da componente antero-posterior da força de reacção do solo
Mz	Momento da componente vertical da força de reacção do solo
OA	Osteoartrose da anca
p	valor de prova
PC	Peso corporal
P-L	Abordagem póstero-lateral
P _{máx antepé} ; P _{maxant}	Valor normalizado da pressão máxima no antepé
P _{máx medpé externo} ; P _{maxpext}	Valor normalizado da pressão máxima no médio-pé externo
P _{máx medpé interno} ; P _{maxpint}	Valor normalizado da pressão máxima no médio-pé interno
P _{máx retropé} ; P _{maxrp}	Valor normalizado da pressão máxima no retro-pé
P _{medant} ; P _{média antepé}	Valor normalizado da pressão média no antepé
P _{média medpé externo} ; P _{medpext}	Valor normalizado da pressão média no médio-pé externo

Pmédia medpé interno; Pmedpint valor normalizado da pressão média no médio-pé interno

Pmédia retropé; Pmedrp Valor normalizado da pressão média no retro-pé

Pmin antepé; Pminant Valor normalizado da pressão mínima no antepé

Pmin medpé externo; Pminpext Valor normalizado da pressão mínima no médio-pé externo

Pmin medpé interno; Pminpint Valor normalizado da pressão mínima no médio-pé interno

Pmin retropé; Pminrp Valor normalizado da pressão mínima no retro-pé

PTA Prótese Total da Anca

TAC Tomografia axial computadorizada

TAU Tempo de Apoio Unilateral (s)

TDA Tempo de Duplo Apoio (s)

TFA Tempo da Fase de Apoio (s)

TFO Tempo da Fase Oscilante (s)

tFyapm Tempo correspondente ao apoio médio da curva de Fy (s)

tFyfin Tempo correspondente ao fim da curva de Fy (s) (e fase de apoio)

tFyini Tempo correspondente ao início da curva de Fy (s) (e fase de apoio)

tFymax Tempo correspondente ao máximo da curva de Fy (s)

tFymin Tempo correspondente ao mínimo da curva de Fy (s)

V Velocidade (m/s)

ΔF_z Deflexão da força passiva

Δt_1 Intervalo de tempo entre o início do contacto e o pico passivo (s)

1. Introdução

1. INTRODUÇÃO

1.1 Considerações gerais

Na espécie humana a marcha, por ser o movimento filogeneticamente mais antigo e por ser a actividade mais importante para uma vida com autonomia, suscita um estudo pormenorizado.

Descobertas antropológicas indicam que o Homem tem a capacidade de se deslocar através da marcha desde há três milhões de anos (Plas et al., 1983). A aquisição da marcha bípede trouxe ao Homem vantagens incomensuráveis pois está subjacente ao desempenho da grande maioria das actividades humanas (Massada, 2001).

Embora se considere ser uma actividade automática e relativamente simples para o Homem, trata-se na verdade de um processo bastante complexo. Dos movimentos humanos este tem sido descrito e analisado mais do que qualquer outro (Frontera et al., 2001, Sacco, 2001).

A marcha normal requer acção coordenada das funções musculares, amplitude de movimento adequada e coordenação do Sistema Nervoso Central. A alteração de qualquer uma destas capacidades induz alterações na dinâmica da marcha (Kaufman et al., 1996).

A marcha humana envolve a participação de diversos sistemas fisiológicos, como o proprioceptivo e o músculo-esquelético, responsáveis por darem sequência aos eventos necessários para se atingir uma marcha eficiente (Andrade et al., 2004; Spidurso, 1995). Deste modo, o conhecimento dos princípios básicos dos eventos do ciclo de marcha normal facilita a avaliação dos mecanismos da marcha patológica. A compreensão destes princípios reflecte-se na habilidade para estabelecer critérios objectivos não só para a distinção entre padrões normais e patológicos, mas também permitindo planear tratamentos individualizados dos pacientes.

Segundo Sacco (1997), a marcha patológica é caracterizada por padrões biomecânicos não comumente encontrados em marchas normais.

Vários tipos de alterações biomecânicas associadas a estados morfo-funcionais do pé – diminuição do arco plantar longitudinal interno, problemas associados à visão e ao peso do indivíduo – podem contribuir para alterações na marcha (Lacuesta, 1999).

Alterações na biomecânica da marcha nos indivíduos com osteoartrose (OA) da anca são notáveis após o aparecimento dos primeiros sintomas da doença. A marcha claudicante, ou de *Trendelenburg*, é permanente em função das deformidades associadas, tendo como consequência a inclinação lateral do tronco na fase de apoio médio. Através de uma compreensão da locomoção humana normal poderemos sugerir tratamentos por forma a maximizar a função locomotora do indivíduo com Prótese Total da Anca (PTA).

A avaliação do movimento na marcha humana pode ser efectuado por recurso ao estudo cinético e ao estudo cinemático; estes são métodos importantes na avaliação e identificação das alterações induzidas pela realização da artroplastia da anca nos padrões de marcha, permitindo quantificar os resultados dessa aplicação.

No presente estudo vamos caracterizar as próteses da anca não cimentadas e as suas implicações / repercussões na dinâmica da marcha. Segundo Serra (2001) estima-se que em Portugal nos últimos vinte anos foram realizados alguns milhares de próteses totais da anca. Hoje estes números constituem de *per si* prova inequívoca que o estudo da artroplastia da anca é um tema actual e de inegável importância.

Ao nível da anca, especificamente na osteoartrose, e em algumas fracturas do colo do fémur, a Prótese Total da Anca é a cirurgia reconstrutiva articular que se vem utilizando cada vez mais (Folgado et al., 2005).

1.2 Estrutura do trabalho

A presente dissertação estruturou-se em 7 capítulos. Desenvolver-se-á, em duas partes principais: uma parte teórica (capítulos 1, 2, 3 e 4) e uma parte prática (capítulos 5, 6 e 7).

Após algumas considerações gerais apresentadas no capítulo 1, o trabalho será estruturado de acordo com:

Capítulo 2 - Este capítulo refere-se à revisão bibliográfica, caracteriza a articulação da anca, suas características morfo-funcionais e biomecânicas, bem como a sua predisposição para doenças osteoarticulares nomeadamente a osteoartrose e fracturas e a sua função na marcha. São descritos os tipos de prótese total da anca referindo os tipos de fixação, tipos de abordagem, suas vantagens e inconvenientes. Ainda neste capítulo é revista a literatura focando aspectos relacionados com a caracterização da marcha, e seus eventos, a função do pé na fase de apoio, para melhor compreensão das alterações da marcha nos indivíduos com PTA. Uma vez que recorreremos à cinemática, e à cinética ou dinamometria, para a análise da marcha, foi pertinente fazer uma breve abordagem sobre estes métodos de estudo.

No capítulo 3, são definidos os objectivos gerais do trabalho a serem testados na fase experimental e a formulação das hipóteses

O capítulo 4 refere-se à parte experimental, onde é apresentada a metodologia utilizada na realização deste trabalho, em que se define: o tipo de estudo, a população, a caracterização da amostra, o protocolo experimental; registo e análise das imagens de vídeo e da pressão plantar, material e instrumentos utilizados; assim como todos os procedimentos informáticos para o processamento de dados, variáveis estudadas e as técnicas estatísticas aplicadas.

No capítulo 5 apresentam-se os resultados obtidos com a realização da parte experimental desta dissertação focando os aspectos relevantes do estudo efectuado e a apresentação dos factos mais importantes

No capítulo 6 é descrita a discussão dos resultados e possíveis justificações para os factos observados. Também é feita uma comparação dos resultados deste estudo com os obtidos em estudos similares.

Finalmente, no capítulo 7 apresentam-se as conclusões mais significativas do presente estudo, reportadas aos objectivos e hipóteses formuladas inicialmente. São ainda apresentadas sugestões de trabalho a desenvolver no futuro nesta área.

2. Revisão Bibliográfica

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Podemos afirmar que o bipedismo é comum a todas as idades, raças e géneros tornando-se num dos movimentos mais importantes realizados pelo Homem.

O estudo da locomoção humana é de grande interesse desde os primórdios da história. No entanto, somente a partir do final do século XIX se deu início à documentação desse fenómeno por parte da comunidade científica (Ramalho, 1997).

A marcha humana tem sido nos últimos anos objecto de estudos interdisciplinares aprofundados em Biomecânica (McIntosh et al. 2006). A análise de movimentos biomecânicos, em particular a análise detalhada da marcha para fins terapêuticos, tem-se revelado uma ferramenta extremamente útil para clínicos e biomecânicos na descrição das formas de locomoção como o andar, o correr e o saltar (Araújo et al., 2003; David, 2001), e como método de avaliação, das alterações da marcha humana originadas por patologias músculo-esqueléticas de causa traumática e neurológica que acometem o aparelho locomotor (Selber, 1997).

Deste modo o conhecimento dos princípios básicos das etapas do ciclo de marcha normal facilita a avaliação dos mecanismos da marcha patológica. A compreensão destes princípios reflecte-se na habilidade para estabelecer critérios objectivos não só para a distinção entre padrões normais e patológicos, mas também para permitir o planeamento de tratamento individualizado dos pacientes (Corrêa et al., 2003).

A análise da marcha é um dos principais recursos que pode ser utilizado para detectar problemas funcionais relacionados com a locomoção. Este tipo de estudo permite recolher parâmetros fulcrais na determinação e acompanhamento do tratamento de diversos distúrbios (Okai e Moraes, 1999).

Também Bonamigo et al. (2001), referem que a análise da marcha permite obter dados importantes para estabelecer metas terapêuticas; quando mensuráveis pode avaliar-se o progresso do paciente e verificar a eficácia dos programas de reabilitação.

A marcha é a função mais desejada do ser humano, e traduz-se por um conjunto de movimentos rítmicos, coordenados, suaves, regulares e repetitivos dos segmentos corporais em várias direcções os quais dão origem ao deslocamento anterior do centro de gravidade do corpo (Vaughan et al., 1996). Cada fase da marcha normal será eficaz se: 1) cada um dos membros inferiores for capaz de suportar o peso do corpo independentemente; 2) o equilíbrio dinâmico for mantido durante o apoio simples; 3) o membro inferior em oscilação for capaz de avançar até uma posição onde terá capacidade de exercer a acção de suporte; 4) existir força muscular suficiente para movimentar os membros e avançar o tronco.

O desenvolvimento tecnológico no século XIX permitiu a realização dos trabalhos científicos de Marey e Muybridge, a partir de 1876, para os registos da análise da marcha com os seus estudos fotográficos. Utilizaram a fotografia sequencial, sendo precursores da cinematografia (Sacco, 2001; Andriacchi e Alexander, 2000).

Os primeiros estudos sobre fotografia de alta velocidade, e o início da utilização da computação digital em 1950, vieram dar uma nova visão às pesquisas realizadas sobre os vários tipos de marcha (Allard et al., 1995).

Contudo, tem vindo a ser igualmente demonstrado nos últimos decénios grande interesse na abordagem quantitativa da função locomotora humana. A sua importância nas áreas da saúde e desportiva tem sido fundamental e muito promissora (Leitão e Leitão, 1995).

Existem muitos estudos científicos que comprovam um avanço tecnológico nos diversos instrumentos de medida utilizados no estudo da locomoção humana, principalmente a partir dos anos 70, trazendo muitas vantagens no tratamento

das doenças que afectam a marcha. As alterações no sistema locomotor resultam de diversas doenças, congénitas ou adquiridas, assim como de lesões nas diferentes estruturas do corpo: músculos, ossos, ligamentos, articulações (Sacco, 2001; Serrão, 2001; Saad, 1997; Cavanagh, 1990; Robinson e Smidt, 1981; Wadsworth et al., 1972).

Outras modificações / alterações que se verificam no aparelho locomotor são devidas a atrofia muscular, diminuição da força, afecções ósseas e das cartilagens (que originam artrose) e osteoporose (favorecendo as micro fracturas trabeculares), aumentando o risco de quedas e assim de possíveis fracturas. Estas poderão, a médio/longo prazo, provocar desvios e/ou situações patológicas da coluna vertebral, e/ou dos membros inferiores, com implicações a nível do padrão de marcha e consequentemente na atitude postural

Em qualquer padrão patológico de marcha, a origem do distúrbio pode estar em alguns elementos fundamentais da marcha: fonte do movimento; alavancas articulares; consciencialização do movimento desejado; controlo do movimento (Saad, 1997).

Como articulação proximal do membro inferior, a anca, em conjunto com o joelho e o tornozelo, tem a função de suporte do corpo humano na posição erecta, considerada importante unidade funcional primária para as actividades de andar, subir, sentar e correr (Kapandji, 1980). Com efeito na marcha esta articulação apresenta muita mobilidade permitindo movimentos de flexão e extensão no plano sagital, abdução e adução no plano frontal e rotação interna e externa no plano transversal (Kapandji, 1980).

2.1 Aspectos biomecânicos para o estudo da marcha

Nas últimas décadas, a comunidade internacional adoptou o termo Biomecânica para descrever a ciência que se ocupa da análise física dos sistemas biológicos numa perspectiva mecânica. A partir da análise morfológica da palavra, Biomecânica, esta pode decompôr-se em duas partes:

no prefixo bio, de biológico, e mecânica. Assim a Biomecânica dedica-se a aplicação dos princípios da mecânica nos seres vivos

A biomecânica é uma ciência interdisciplinar entre as ciências derivadas das ciências naturais, que descreve, analisa e modela os sistemas biológicos, fornecendo igualmente poderosos instrumentos para a descrição, análise e interpretação dos movimentos do corpo humano (Amadio e Serrão, 1997).

Diversos investigadores têm vindo a propor diferentes definições para esta ciência, significando que defendem diferentes perspectivas quanto ao seu papel no domínio da investigação em diferentes áreas de estudo.

No entanto, a biomecânica é fundamentalmente uma ciência baseada em dados experimentais restrita à descrição do movimento observado das forças envolvidas e aperfeiçoamento.

Sacco (2001) e Donskoi (1961), descrevem a Biomecânica como uma ciência que investiga o movimento, sob aspectos mecânicos, causas e efeitos nos organismos vivos. Hay (1978) definiu Biomecânica como a ciência que estuda as forças internas e externas que actuam no corpo humano e os efeitos produzidos por essas forças. Tal não é mais que uma adaptação da definição de mecânica aplicada a sistemas biológicos (Hamill *et al.*, 1999). Outra definição (Adrian e Cooper, 1995; Enoka, 1994; Hall, 1991) apresenta a Biomecânica como sendo o estudo da estrutura e da função dos sistemas biológicos, recorrendo aos conceitos da mecânica.

O desenvolvimento de técnicas modernas de investigação para quantificar o movimento humano e o processamento de dados tem permitido análises e modelações mais completas. A biomecânica é uma ciência na qual os fenómenos biológicos envolvidos no movimento, são fundamentais para a compreensão da nossa vida em relação com o meio ambiente.

Pode classificar-se a biomecânica, de forma esquemática em: Biomecânica Externa e Interna – já que essa divisão se efectua segundo a determinação quantitativa ou qualitativa da força que actua sobre os corpos, assim como da

interacção do corpo com o meio onde o movimento acontece (Amadio, 1996; Hay, 1978).

Amadio (1996, 1989) refere que a Biomecânica Interna estuda as forças internas (forças articulares, musculares e sobrecargas) que têm origem dentro do corpo humano e as consequências resultantes dessas forças no biomaterial, resultantes de diferentes formas de solicitação mecânica: pressão, tracção, flexão e torção. Quanto à Biomecânica Externa, estuda as grandezas observáveis externamente na estrutura do movimento. Representa os parâmetros de determinação quantitativa ou qualitativa referentes às mudanças de lugar e de posição do corpo em movimento, com auxílio de medidas descritivas cinemáticas e dinâmicas (trajectória, velocidade, aceleração, força).

Por sua vez, McGinnis (1999), englobou no conceito de Biomecânica Interna o estudo dos biomateriais, do sistema esquelético, do sistema nervoso e do sistema muscular. O mesmo autor considerou na Biomecânica Externa o estudo da cinética linear e angular, da cinemática linear e angular, do equilíbrio e da mecânica dos fluidos.

Segundo Amadio e Baumman (2000), Amadio (1996), Baumman (1995), Winter (1990), a biomecânica assume relevância no desenvolvimento de métodos de medição para abordar as diversas formas de movimento. Os testes e protocolos de medição são descritos a partir dos seguintes métodos nas áreas da biomecânica aplicada: Cinemetria, Dinamometria, Electromiografia e Antropometria. Estes métodos permitem descrever e modelar matematicamente o movimento, produzindo informações quantitativas fundamentais, em particular, sobre a marcha, permitindo uma melhor compreensão dos mecanismos internos reguladores e executores do movimento do corpo humano (Perry, 1992).

Desta forma, a biomecânica estrutura-se como um ramo de grande interacção com áreas diversas que se aplicam ao estudo do movimento corporal, através da aplicação sinérgica de conceitos básicos da anatomia, da fisiologia e da mecânica. Ou seja, para se desenvolver um estudo biomecânico completo há

necessidade do contributo destas três ciências. As áreas de actuação da Biomecânica estão centradas no âmbito da ortopedia, traumatologia, fisioterapia, cardiologia, engenharia da reabilitação, ergonomia, educação física, tecidos, biomateriais, desporto e marcha humana (Amadio e Baumann, 2000).

Na área ortopédica, a biomecânica permitiu: aumentar o conhecimento das funções dos ossos, músculos, ligamentos e tendões; uma melhor compreensão dos efeitos da tensão mecânica sobre as propriedades físicas dos ossos, possibilitando novas técnicas cirúrgicas e tratamentos para deformidades ósseas, consolidação de fracturas, osteoporose por desuso e atrofia muscular; o desenvolvimento de próteses e ortóteses e novos dispositivos para reabilitação dos membros superiores e inferiores (Carvalho et al., 2001; de Castro e Cliquet, 2000; Sepúlveda e Cliquet, 1998).

O movimento humano devido às suas características cinemáticas e cinéticas, pode ser descrito e modelado por métodos matemáticos através dos quais é possível uma melhor compreensão dos mecanismos internos reguladores e executores que lhe são próprios (Amadio e Duarte 1996).

Assumindo que os segmentos dos membros do corpo humano podem ser imaginados como pêndulos compostos com muitos graus de liberdade, o equacionamento e análise do estudo do movimento humano é um problema complexo na biomecânica moderna, devido à geometria anatómica complexa e ao não total conhecimento da teoria de controlo neuromuscular (Winter, 1990).

2.1.1 Métodos de estudo de análise de marcha

Nesta secção é feita uma breve caracterização dos métodos de análise da marcha, dando mais ênfase aos utilizados nesta investigação para analisar a fase de apoio de um ciclo de marcha. A avaliação do movimento na marcha humana para fins terapêuticos ou outros pode ser efectuada por recurso à cinética e à cinemática.

Para Kreighbaum e Barthels (1996) a mecânica do movimento divide-se em duas categorias: a estática e a dinâmica. A primeira destaca-se pelo estudo de factores associados aos sistemas sem movimento. A segunda estuda os factores que estão associados a sistemas com movimento. A dinâmica reporta-se à cinemática e à cinética, duas áreas da biomecânica que têm por objecto de estudo o movimento humano.

2.1.1.1 Análise Cinemática

Uma das grandes áreas de estudo utilizadas na análise da marcha humana é a cinemática. Enoka (1994) descreve a cinemática como um conjunto de métodos apurados e precisos que permitem a determinação da posição e orientação dos segmentos corporais em cada momento de determinada tarefa, com o objectivo de calcular as variáveis dependentes dos dados observados nas imagens isto é, a posição, a orientação, a velocidade e a aceleração do corpo.

A cinemática preocupa-se com as descrições espaciais e temporais do movimento dum corpo em termos de trajectória, velocidade, e aceleração, abstraindo-se das forças postas em jogo. Deste modo podemos obter dados cinemáticos lineares e angulares dos movimentos executados durante a marcha. As variáveis cinemáticas a serem observadas e analisadas podem ser: deslocamentos, ângulos e tempo. A partir destas variáveis pode-se derivar o valor da velocidade linear ou angular de deslocamento instantâneo, aceleração linear ou angular. No âmbito da cinemática podemos contar com procedimentos da cinemetria. Esta, consiste num conjunto de métodos que permitem, a partir da aquisição de imagens durante a realização do movimento que ocorre em determinadas articulações de um membro, determinar parâmetros cinemáticos desse movimento. Possibilita efectuar análises qualitativas, a partir da observação das imagens obtidas através de fotografia, filme, película ou vídeo de todas as fases do ciclo de marcha. Além destes

procedimentos cinemáticos ainda podemos considerar os acelerómetros, os velocímetros e os goniómetros.

O registo vídeo do movimento é feito usando uma câmara de alta sensibilidade, capaz de registar um elevado número de imagens por segundo (o número de imagens a avaliar por segundo, deve estar de acordo com a velocidade do movimento). Existem vários processos de análise cinemática tais como cinematografia, estroboscopia, cronociclografia e cineradiografia. Contudo, na actualidade o processo mais frequente na análise cinemática é a Videografia. Neste processo é usado um sistema vídeo analógico de medição do movimento com recurso a meios computadorizados. Na selecção e utilização das técnicas de registo e processamento, é importante definir o número e disposição da(s) câmara(s), afim de permitir análises cinemáticas, bidimensionais (2D) usando apenas uma câmara no plano sagital, ou tridimensionais (3D) usando no mínimo uma câmara no plano sagital e outra no plano frontal (Amadio, 1996).

O procedimento desta metodologia inclui, na fase inicial, a colocação de 2 ou mais câmaras se quisermos obter a avaliação do movimento de vários ângulos, obtendo uma imagem tridimensional num sistema computadorizado. A análise computadorizada das imagens recolhidas é realizada recorrendo a um sistema de referência, que não é mais do que um cubo de calibração onde é definido um sistema de coordenadas espaciais.

De forma a facilitar a digitalização, são usados marcadores reflectores colados à pele do indivíduo, em pontos estratégicos do corpo, que normalmente coincidem com proeminências ósseas (ombro espinhas ilíacas antero-superiores, côndilos fémurais, maléolos tibiais, etc), que determinam os eixos internos do movimento (Amadio e Barbanti, 2000). Estes marcadores (activos ou passivos) são visíveis no registo vídeo, e a sua posição pode posteriormente ser lida e trabalhada em computador para criar um modelo do movimento que será utilizada para o cálculo dos ângulos articulares realizados. Este tipo de registo implica que exista no laboratório o sistema de coordenadas pré-estabelecidas que servirá de parâmetro de comparação.

Neste estudo a aplicação da cinemetria (análise 2D) na avaliação cinemática da marcha em indivíduos com Prótese Total da Anca e normais permitiu a recolha das amplitudes articulares durante a marcha, o que faz com que este método seja de extrema importância na determinação e indicação de tratamentos de reabilitação.

2.1.1.2 Análise Cinética

Por seu lado a cinética, reporta-se ao estudo das forças que geram o movimento podendo estas ser classificadas de forças internas e externas, ou seja, estuda as forças actuantes num corpo associadas ao movimento desse corpo. Sendo que as forças internas têm origem em elementos contrácteis (músculos), as forças externas a serem consideradas, correspondem à força da gravidade e à força de reacção do solo, que ocorre quando o pé está em contacto com o solo.

Este método diz respeito a todo o tipo de processos que permitem a medição de forças e da distribuição de pressões. Deste modo podemos dizer que a dinamometria consiste no estudo das forças que originam o movimento englobando todos os tipos de medidas de força (Amadio, 1996; Adrian e Cooper, 1995).

Este método de análise mede os parâmetros dinâmicos da marcha tais como a medição de forças externas, a área e a distribuição da pressão plantar durante a fase de apoio, podendo interpretar as respostas de comportamentos dinâmicos e estáticos do movimento humano. As forças externas são mensuráveis, e correspondem àquelas forças que são transmitidas entre o corpo e o ambiente, isto é, forças de reacção (Adrian e Cooper, 1995; Amadio, 1996). Das forças a que mais frequentemente estamos expostos destaca-se a força de reacção do solo, podendo esta ser mensurada por meio das plataformas de força. Já as forças internas são normalmente calculadas indirectamente através da dinâmica inversa; são forças produzidas pelos

grupos musculares e pelas resistências inter-musculares, peri-articulares e intra-articulares.

2.2 A marcha humana

Como forma de familiarização com alguns termos que posteriormente vão ser utilizados e para facilitar a interpretação dos resultados finais, é pertinente um estudo introdutório sobre a marcha humana.

A marcha ou locomoção bipodal, é o movimento característico do homem, distinguindo-o das restantes espécies animais, sendo por isso uma das principais habilidades do ser humano. Para Donatelli (1996) a marcha humana representou um importante passo no desenvolvimento intelectual da espécie humana, libertando as mãos para o manuseamento de objectos. A maior parte das peculiaridades da locomoção devem-se ao facto do homem ter a capacidade de manter os joelhos em extensão e ao mesmo tempo permanecer com os pés apoiados totalmente no solo e posicionar o tronco na vertical (Massada, 2001).

Embora a marcha bípede seja o movimento humano mais comum, é o de mais difícil aprendizagem, mas uma vez adquirido permanece no subconsciente. Cada indivíduo realiza a sua marcha de forma muito repetitiva e particular (Winter, 1991). A marcha é caracterizada por uma sucessão de desequilíbrios controlados do corpo que resultam em progressão e que determina a capacidade de o ser humano se mover de um lado para o outro. Embora se considere uma actividade simples e automatizada desde os primeiros anos de vida (Bernstein, 1967), é na verdade complexa e para o seu estudo é indispensável uma adequada compreensão dos princípios biomecânicos subjacentes. A aplicação simultânea de diversos métodos de mensuração qualitativa e quantitativa torna-se essencial para uma melhor avaliação da sua enorme complexidade (Frontera et al., 2001).

A marcha normal é um dos componentes básicos do movimento do corpo humano e apresenta características muito particulares. Depende da performance repetida, e de forma alternada dos membros inferiores durante o ciclo de marcha (Sacco, 2001). O padrão de marcha de cada indivíduo é o resultado da complexa integração entre os elementos neuromusculares e estruturais do aparelho locomotor (Leitão e Leitão, 1995).

Katoulis et al. (1997) consideraram que a marcha normal é o resultado da correlação harmónica entre a acção coordenada das funções musculares e esqueléticas, cuja génese é estabelecida por complexas estruturas neurológicas sincronizadas com as demais funções do aparelho locomotor humano. Para que se verifique a integridade dessa harmonia é necessário um controlo motor adequado, maturação do sistema nervoso central, amplitude de movimento adequada, força muscular preservada, estrutura e composição óssea apropriadas, além de propriocepção intacta (Amadio, 1996).

A pertinência da análise da marcha prende-se com a necessidade de determinar objectivamente o padrão de marcha patológico, servindo como ponto de partida para a definição de uma proposta terapêutica adequada.

2.2.1 Ciclo de marcha

Por convenção internacional a unidade funcional da marcha é o Ciclo de Marcha (CM) (por exemplo Frontera et al., 2001).

Podemos definir o CM como uma sequência perfeitamente definida de eventos mecânicos e eléctricos que culminam na oscilação coordenada do corpo através do espaço (Araújo, 2000). Tradicionalmente, um ciclo completo de marcha é determinado por dois contactos consecutivos do calcanhar do mesmo membro inferior no solo. No acto normal de caminhar, o ciclo de marcha é o período de tempo que ocorre entre o toque do calcanhar do membro inferior de referência com a superfície de sustentação e o subsequente toque do calcanhar do mesmo membro inferior com o solo, englobando assim dois

passos (Hoppenfeld, 1999; Rossi, 1998; Gras et al., 1996; Norkin e Levangie, 1992; Perry, 1992). Assim, o evento inicial do CM corresponde ao toque do calcanhar do membro inferior no solo, antes mesmo de o membro inferior contralateral deixar o solo (Figura 1).

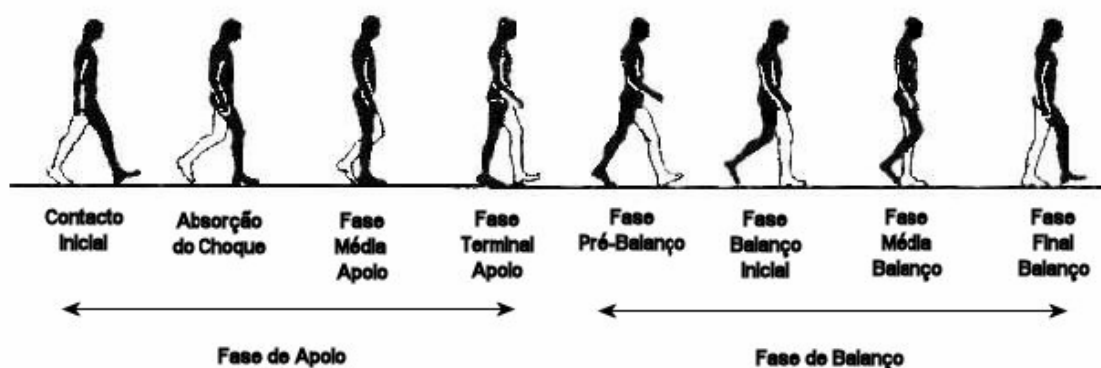


Figura 1: Representação da posição dos membros inferiores durante um ciclo da marcha (Adaptado de Amadio e Barbanti, 2000).

A trajectória realizada por cada um dos membros inferiores divide o CM em duas importantes fases: a fase de apoio (*stance*) e a fase de oscilação ou balanço (*swing*) (Czerniecki, 1996).

O início da fase de apoio varia consideravelmente de pessoa para pessoa, nomeadamente na forma como ocorre. Na sua maioria os indivíduos iniciam esta fase com o toque do retropé ou calcanhar. Segundo Czerniecki (1996), na marcha o início da fase de apoio começa com o contacto inicial do calcanhar na superfície de contacto estando este sujeito às suas características estruturais, assim como ao controlo muscular durante a flexão plantar e pronação.

Durante a fase de apoio o indivíduo está com o pé em contacto com o solo, sendo a duração desta etapa desde o contacto inicial do calcanhar até ao último contacto dos dedos do pé com o solo. Esta fase subdivide-se em quatro períodos, estando definidos para cada um deles informação sobre o desempenho de cada membro inferior na marcha. Na fase de apoio são definidas as seguintes fases (Perry, 1992):

-
- i) A fase de contacto inicial, corresponde ao instante em que se dá o contacto do calcanhar com o solo.
 - ii) A fase de absorção do choque corresponde aos instantes em que a planta do pé está em contacto total com o solo, e em que todo o peso corporal é transferido para o membro inferior que inicia a fase de apoio;
 - iii) A fase média de apoio, verifica-se quando o pé contrário deixa de contactar com o solo, passando o suporte a ser realizado apenas com um pé, e o peso corporal é suportado pelo antepé.
 - iv) A fase terminal de apoio, pode definir-se desde o momento em que o pé de suporte começa a perder o contacto com o solo, terminando com a retirada dos dedos e ao mesmo tempo ocorre o contacto inicial do pé contrário.

A fase de balanço (oscilação), engloba o intervalo que vai desde o momento em que o pé começa a deixar o contacto com o solo, até que ocorra um novo contacto. Nesta fase também são definidas quatro fases intermédias:

- i) Fase de pré-oscilação; corresponde aos instantes em que há um duplo apoio (dois pés em contacto com o solo), mas o pé objecto de análise começa a elevar-se;
- ii) Fase de oscilação inicial; neste momento o pé já se encontra no ar, iniciando-se a flexão do joelho até ao seu valor máximo (não corresponde ao limite físico da flexão do joelho porque a perna dobra apenas parcialmente);
- iii) Fase média de oscilação; ocorre após a flexão do joelho, e corresponde a um avanço rápido do calcanhar. O término desta fase está associado ao momento em que a tíbia se encontra na vertical.

-
- iv) Fase final de oscilação; a tíbia continua a sua translação até alcançar a extensão máxima do joelho. Esta fase termina quando está iminente o contacto do calcanhar com o solo.

Segundo Amadio (1996), independentemente da escolha para a classificação das fases da marcha durante a propulsão ou oscilação do membro inferior a actividade dos músculos flexores plantares é elevada. Destes, o mais fortemente solicitado para tal movimento é o músculo tríceps sural, sendo constituído pelas porções: músculo gastrogêmio lateral, músculo gastrogêmio medial e músculo solear.

2.2.2 Cronologia do ciclo de marcha

A figura 2 traduz a cronologia dos apoios de cada pé na realização do ciclo de marcha (Plas, 2001).

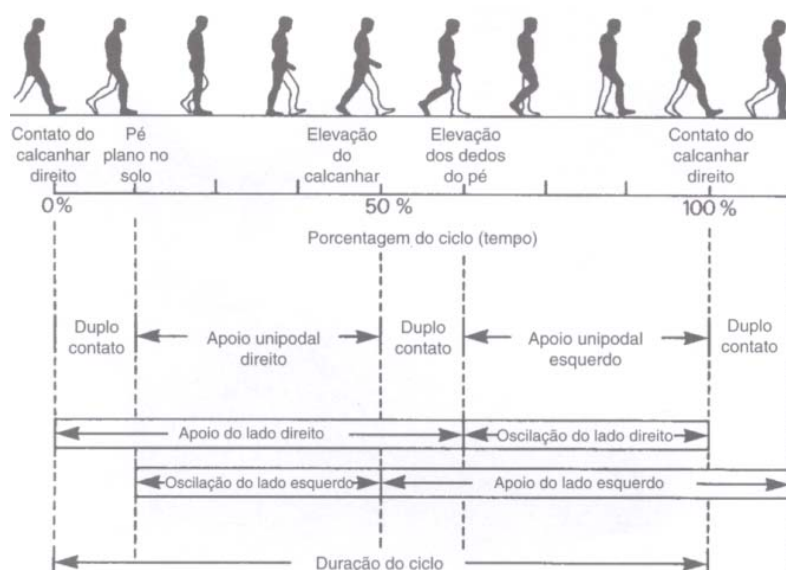


Figura 2: Cronologia do ciclo de marcha (Adaptada de Plas, 2001).

Durante o CM normal, segundo Alencar et al. (2001), 60% do tempo total é ocupado pela fase de apoio (intervalo em que o pé do membro de referência está em contacto com o solo). A fase de oscilação (o pé do membro de

referência não contacta com o solo) representa 40% do ciclo da marcha. A dupla sustentação ou duplo apoio corresponde a duas fases do ciclo em que o peso corporal se encontra dividido pelos dois membros inferiores e ambos os pés estão em contacto com o solo, e em que cada uma corresponde a 10% do ciclo de marcha.

A fase de duplo apoio, é uma das fases características da marcha, sendo vários os factores que a condicionam. O tempo dispendido em duplo apoio diminui à medida que a velocidade da marcha aumenta. Destaca-se o facto do tempo de apoio ser maior que o de balanço, quando a velocidade diminui, pelo que ocorre uma sobreposição entre as fases de apoio de ambos os lados. Assim, andar rapidamente dá origem a uma diminuição da fase de apoio e consequentemente a uma diminuição dos dois duplos apoios. A ausência dos dois duplos apoios define a diferença entre a marcha e a corrida.

2.2.3 Parâmetros do ciclo de marcha

2.2.3.1 Parâmetros temporais

Os parâmetros temporais definidos por Norkin e Levangie (1992) para o ciclo de marcha são os seguintes:

- i) Tempo da fase de apoio (TFA); período de tempo que decorre durante a fase de apoio de um membro inferior durante o ciclo de marcha.
- ii) Tempo de apoio unilateral (TAU); tempo que decorre durante o período em que só uma das extremidade inferiores está em contacto com o solo durante o ciclo de marcha.
- iii) Tempo da fase oscilante (TFO); corresponde à percentagem de tempo em que o indivíduo não contacta com o pé no solo.

-
- iv) Tempo de Duplo Apoio (TDA); refere-se ao período de tempo em que um indivíduo tem ambos os pés em contacto com o solo durante um ciclo de marcha. A percentagem de tempo que é gasto em duplo apoio pode ser maior no idoso, apresentando-se também associado a problemas de equilíbrio.
 - v) Tempo da passada; período de tempo gasto para efectuar dois passos: um com o pé direito e outro com o pé esquerdo. A duração da passada corresponde à duração do ciclo de marcha.
 - vi) Tempo do passo; período de tempo gasto para efectuar um único passo. O seu valor exprime-se normalmente em segundos por passo. Quando existe atrofia de uma extremidade ou presença de dor, a duração do passo pode estar diminuída no lado afectado, aumentando no lado não afectado.

2.2.3.2 Parâmetros espaciais

- i) Comprimento do passo (Cp); corresponde à distância que vai desde o contacto do calcanhar de um membro inferior no solo, ao contacto do calcanhar do membro inferior oposto, ou seja, é a distância linear calculada entre dois pontos de contacto sucessivos de membros inferiores opostos. Comparando o Cp do pé direito com o Cp do pé esquerdo, temos informação acerca da simetria na marcha. A uma maior simetria dos valores de Cp, corresponde uma marcha mais simétrica.
- ii) Comprimento da Passada (CP); corresponde à distância entre o ponto inicial onde o calcanhar de um membro inferior contacta o solo e o ponto em que o calcanhar do mesmo membro inferior volta a tocar o solo, ou seja dois toques sucessivos do mesmo pé. Cada passada é composta por um comprimento do passo direito e um do passo esquerdo (Perry, 1992; Norkin e Levangie, 1992; Downie,

1996). Acontece porém que o CP nem sempre corresponde a duas vezes o comprimento de um único passo, porque os passos direito e esquerdo poderão ser diferentes. Apresenta variações entre indivíduos, sendo dependente do comprimento do membro inferior, altura, sexo e idade (Lamareaux, 1971). Para Crowinshield et al. (1977), o CP normalmente diminui com a idade e de acordo com Larsson (1980), aumenta quando a velocidade da marcha também aumenta. A redução do CP pode estar associada a uma diminuição da amplitude de movimento, à existência de dor e atrofia muscular. Geralmente, a marcha patológica induz assimetrias na duração da passada entre membros.

- iii) Largura do passo (LP) ; é calculada pela distância transversal ao deslocamento entre a linha média de um pé e a linha média do outro.

2.2.3.3 Parâmetros espaço-temporais

- i) Cadência ou frequência do passo (Fp); corresponde ao número de passos por minuto. É calculada dividindo o número de passos dados pelo tempo decorrido entre o primeiro e o ultimo contacto do calcanhar. Pode ser medida como o número de passos por segundo ou por minuto. Quando ocorre dor, ou alterações do equilíbrio verifica-se uma diminuição da cadência. Um CP mais curto conduz a uma cadência aumentada independentemente da velocidade (Larsson, 1980). Durante a marcha, um aumento da cadência, traduz-se numa diminuição na duração do período de duplo apoio.
- ii) Velocidade (V); corresponde à velocidade média atingida depois de realizar aproximadamente três passos (m/min). O aumento da velocidade em indivíduos de ambos os sexos, acarreta um aumento

da cadência e do comprimento da passada. Normalmente, a velocidade da marcha é classificada como lenta, livre e rápida.

A velocidade da marcha aumenta com a idade, apesar de se verificar uma diminuição na cadência da marcha. Esse aumento de velocidade ocorre em função do aumento do tamanho dos passos (Leitão e Leitão, 1995).

Olsson (1990) verificou que com um aumento da velocidade, quer a fase de oscilação quer a fase de apoio, em percentagem do ciclo de marcha, diminuem.

2.2.4 Função da anca na marcha

Durante o ciclo de marcha normal, a anca move-se numa amplitude de movimento de 40° (10° de extensão na fase terminal do apoio, para 30° de flexão na oscilação e contacto inicial). Ocorre também alguma inclinação pélvica lateral e rotação (aproximadamente 8°) que requerem abdução/adução e rotação interna/externa da anca. A perda de algum destes movimentos afectará a homogeneidade do padrão de marcha (Hamil e Knutzen, 1999).

Para uma análise mais fácil subdivide-se o ciclo de marcha nas seguintes fases (Kerrigan et al., 2002):

a) Contacto inicial

No início da fase de apoio da marcha, a anca encontra-se a iniciar o movimento de extensão. Essa extensão ocorre por acção dos extensores da anca, sendo que os ísquiotibiais são mais activos no final da fase de oscilação e o grande glúteo no início do apoio.

b) Contacto total do pé

Nesta fase a anca está em aproximadamente 20° de flexão e continua em processo de extensão pela contracção do grande glúteo e ísquiotibiais.

c) Apoio médio

A anca neste momento está quase em extensão máxima. O movimento é controlado pelo músculo psoas ilíaco. Outra acção muscular importante nesta fase é exercida pelo médio glúteo do membro em apoio, que deve manter a pélvis nivelada, uma vez que o membro contralateral está na fase de oscilação.

d) Fase terminal de apoio

A anca continua em movimento para trás atingindo a extensão máxima, que apresenta uma variação entre 0° e 10°. O momento extensor continua presente e é compensado pelo momento interno gerado pela contracção excêntrica do psoas ilíaco. Até que ocorra o contacto inicial do outro membro inferior, a acção dos músculos abdutores está presente.

e) Fase de oscilação inicial

A articulação da anca inicia neste momento o movimento de flexão. A acção do psoas ilíaco está diminuída na fase de desprendimento do pé e o momento flexor é gerado pelo recto-femural, que tem dupla acção na flexão da anca e na extensão do joelho.

f) Fase média de oscilação

A anca que já havia iniciado a sua flexão, atinge nesta fase a máxima amplitude. O músculo psoas-ilíaco volta a contrair-se fortemente contribuindo para o movimento de flexão da anca. Assistem ainda neste movimento, o recto-femural e os adutores.

g) Fase final de oscilação

Após a fase média de oscilação, os músculos ísquiotibiais contraem-se diminuindo a velocidade, interrompendo e finalmente revertendo a flexão da anca.

2.2.5 Função do pé na marcha

Na posição erecta normal e na locomoção, o pé humano assume uma especialização hierárquica. Destina-se a apoiar o corpo sobre o solo, sendo a base e peça fundamental para a marcha.

O pé, no seu conjunto é uma estrutura anatómica tridimensional, integrada no membro inferior, constituída posteriormente pelos ossos társicos e anteriormente pelos metatarsianos e as falanges. Faz parte do sistema músculo-esquelético, desempenhando funções de estabilizador do corpo humano, de sustentação, de contacto com o solo e transmissor do peso corporal e forças resultantes, principal receptor de impactos, tensões e compressões, que se devem essencialmente a ligamentos, tendões, músculos e aponevrose plantar, permitindo diferentes formas de locomoção (Correia et al., 1999; Knackfuss et al., 1995).

Na análise biomecânica da marcha, o pé tem um papel diferenciado. Contribui significativamente para a função do membro inferior, assim como o membro inferior contribui para a função do pé. A mobilidade do pé e da articulação tibiotalársica são fundamentais para a transferência eficaz da massa corporal nas actividades quotidianas como a marcha. Qualquer restrição nessa mobilidade necessitará de ajustes compensatórios, principalmente ao nível do joelho (Saunders et al., 1983). Segundo Viel e Esnault (2001), o pé em movimento deve funcionar como uma estrutura extremamente móvel e nunca como um suporte semi-rígido.

O pé possui uma estrutura interna que permite actuar simultaneamente como base e como sistema de alavancas, e é considerada peça fundamental para o impulso do corpo na marcha, corrida e salto.

Na região plantar o pé possui características estruturais que lhe são próprias. Pode definir-se como uma abóbada sustentada por três arcos, formada por uma série de ossos e articulações (Kapandji, 2000).

O arco plantar longitudinal interno Figura 3) é o mais longo e o que apresenta

maior curvatura; o arco plantar longitudinal externo, de longitude e altura intermédias, contacta o solo proporcionando uma base firme para receber o peso do corpo. Tem ainda um arco transversal, o mais curto e baixo, de convexidade superior. Este conjunto proporciona a absorção do choque e suporte, indispensáveis à realização de uma marcha bipodal harmoniosa (Palastanga et al., 2000).

O pé humano interage mecanicamente com a superfície, desempenhando o papel de amortecedor: suporta e dissipa as forças verticais que se exercem sobre si na posição ortostática e nas inúmeras situações em que é solicitado funcionalmente (Knackfuss et al., 1993). Para Gras et al. (1996), estas funções implicam o apoio do pé no solo em três pontos fundamentais: à frente, nas cabeças do primeiro e quinto metatarsianos e atrás, pela extremidade posterior do calcâneo. Estes três pontos de apoio formam um triângulo de base anterior, em que os seus lados correspondem aos três arcos plantares do pé (Figura 3).

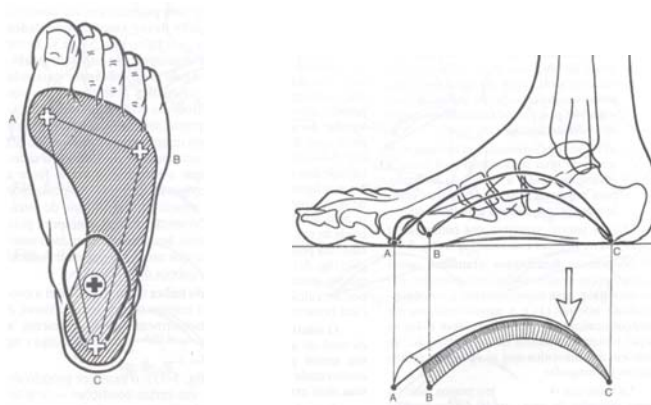


Figura 3: Pontos de apoio do pé no solo e respectivos arcos da abóbada plantar: A – cabeça do 1º metatarsiano, B - cabeça do 5º metatarsiano, C – extremidade posterior do calcâneo (Kapandji, 2000).

Segundo Massada (2001), o arco plantar longitudinal interno além de ser o mais relevante dos três arcos, tanto no plano estático quanto no dinâmico, é a estrutura que apresenta maior convexidade e mais flexibilidade. Também é uma das principais componentes anatómicas que distingue o pé do homem dos outros primatas. A sua presença na deambulação é fundamental, sendo

solicitado na transferência interna do peso do corpo durante a fase média de apoio unipodálico, distribuindo-o uniformemente pela planta do pé, através da aponevrose plantar (Figura 4).



Figura 4: Pé: vista interna em flexão plantar do tornozelo (Massada, 2001).

Contudo, o pé é único relativamente ao arco transversal, o qual está protegido pelos elementos fibrosos e superfícies ósseas do tarso que suportam anti-graviticamente o peso do corpo (Massada, 2001). Isto possibilita gerar o grau de tensão muscular adequado e indispensável ao equilíbrio, à propulsão efectiva do aparelho locomotor no final da fase de apoio e ao movimento corporal envolvido durante a deambulação, com um mínimo de gasto de energia muscular (Kisner e Colby, 1992). Este arco de tecido indeformável está mais adaptado ao apoio firme que a região interna do pé, constituída por tecido muscular deformável.

Os elementos ósteo-articulares, ligamentares e musculares da abóbada plantar estão associados e especialmente activos durante o equilíbrio e na posição bípede, permitindo uma adaptação perfeita a todas as irregularidades do terreno, absorvendo os choques e transmitindo as forças nas melhores condições mecânicas independentemente das condições que momentaneamente lhe são impostas (Kapandji, 2000). Nas circunstâncias mais diversas, a transferência eficaz de peso de um membro inferior para o outro, depende em parte da elasticidade, adaptabilidade e habilidade do pé, para

responder e ajustar-se à base de suporte, sendo esta uma superfície firme ou solo irregular, garantindo uma colocação precisa do pé (Edwards, 1999).

A articulação túbio-társica e a musculatura intrínseca e extrínseca do pé fazem acertos constantes durante a marcha, para se adaptarem de forma adequada a fim de fornecerem estabilidade dinâmica, essencial para a aceitação da base de suporte e do movimento (Kapandji, 2000).

Hamill e Knutzen (1999) referem que o movimento de flexão plantar é a acção articular mais forte, contribuindo de modo significativo para o desenvolvimento da força propulsora. Isto deve-se ao facto de os flexores plantares serem mais solicitados para trabalhar contra a gravidade e manter a postura erecta, controlando também o pé na descida até ao solo. O movimento de dorsiflexão é fraco não permitindo gerar forças musculares elevadas sendo usado minimamente nas actividades do quotidiano. Soderberg (1986), afirma que a força dos dorsiflexores é apenas um quarto da força dos flexores plantares.

A acção muscular que ocorre no tornozelo (na articulação túbio-tarsica) durante o início da fase de apoio é principalmente de dorsiflexão, controlando inicialmente a colocação do pé na superfície de suporte, seguindo-se o contacto do calcanhar no solo pelo bordo externo, apoio taligrade (Plas et al., 1983) e por fim a flexão plantar que faz aparecer a impressão metatarsiana e a impressão da polpa do primeiro dedo (halux), impulsionando o corpo para a frente (Kameyama et al., 1990; Winter, 1987). Durante esta fase, o membro inferior em apoio desvia-se lateralmente, de modo a alinhar a projecção vertical do centro de gravidade ao centro do calcanhar em apoio (Plas, 2001).

Quando o pé fica em carga, ocorre um apoio longo sob o bordo externo do pé, ressaltando a importância que representa este mecanismo equilibrador em grande parte na fase de apoio da marcha (apoio plantígrado).

Quando o pé começa a abandonar o solo, está em equino (apoio digitígrado), o peso do corpo é suportado pelo antepé e os dedos ficam em dorsiflexão

passiva submetendo a aponevrose plantar à tensão no momento em que o seu efeito protector está activo.

2.3 Distribuição das forças de reacção do solo ao longo do ciclo de marcha

A designação do conceito de força ($F = m.a$; onde F é a força, m a massa do corpo e a a respectiva aceleração), sob o aspecto físico, obtém-se a partir da interpretação da sua acção, permitindo a compreensão dos seus efeitos, estáticos ou dinâmicos (Amadio, 1989).

Uma força define-se como a interacção, impulso ou tracção, entre dois objectos, o que faz com que um objecto acelere positiva ou negativamente (Hamill e Knutzen, 1999).

A força é um vector, pelo que, apresenta as características de grandeza, direcção e sentido. A grandeza é a medida da quantidade de força que está a ser aplicada num determinado corpo. Também é indispensável conhecer a direcção e o sentido da força, já que esta pode ter um efeito diferente se o corpo está a ser empurrado ou puxado.

A força de reacção do solo (FRS) é das forças externas a mais comumente investigada na análise da locomoção humana (Whittle, 1996), a qual pode ser mensurada através das plataformas de força. Durante a locomoção o homem aplica uma força sobre o solo, cuja intensidade vai depender do seu peso e do movimento realizado. Citando a 3ª Lei de Newton, o solo desencadeia uma força de igual grandeza, mas sentido oposto, denominando-se força de reacção do solo.

Amadio (1996), estudou a importância da FRS para a interpretação do movimento e apresentou, nesse sentido um padrão normal e a sua variabilidade dinâmica para a fase de apoio do movimento. A análise detalhada das variáveis da passada durante o ciclo de marcha com destaque para a fase

de apoio, permite diferenciar a marcha patológica dos padrões normais (Hennig e Cavanagh, 1987, cit. por Amadio e Duarte 1996; Debrunner, 1985).

Como todas as forças, a FRS é representada em forma de vector em função do tempo. Considerando-se a sua acção tridimensional e, para o propósito de análise este pode ser decomposto em três componentes da força ortogonais entre si: F_x , F_y , F_z , em que x , y , z são as direcções antero-posterior, médio-lateral e vertical respectivamente (Roesler et al., 2002). A Figura 5 mostra as curvas típicas da componente vertical, médio-lateral e antero-posterior da FRS durante o período de apoio da marcha humana. Das três componentes da força de reacção do solo, a vertical (F_z) é a que mais se destaca por apresentar uma grandeza maior que as restantes componentes (Hamill e Knutzen 1999).

Para determinar o ponto de aplicação do vector força a que correspondem curvas características orientadas no eixo do tempo para distintas formas de movimento é necessário conhecer as três componentes, componente vertical (F_z), componente Antero-posterior (F_y), e componente médio-lateral (F_x) e os três componentes do momento da força M_x , M_y e M_z (Cavanagh, 1978).

A FRS é muito usada como componente descritivo primário, figurando como uma das principais influenciadoras da sobrecarga do aparelho locomotor durante a fase de apoio dos movimentos de locomoção pelo que tem recebido especial atenção por parte dos investigadores em biomecânica (Amadio, 1989).

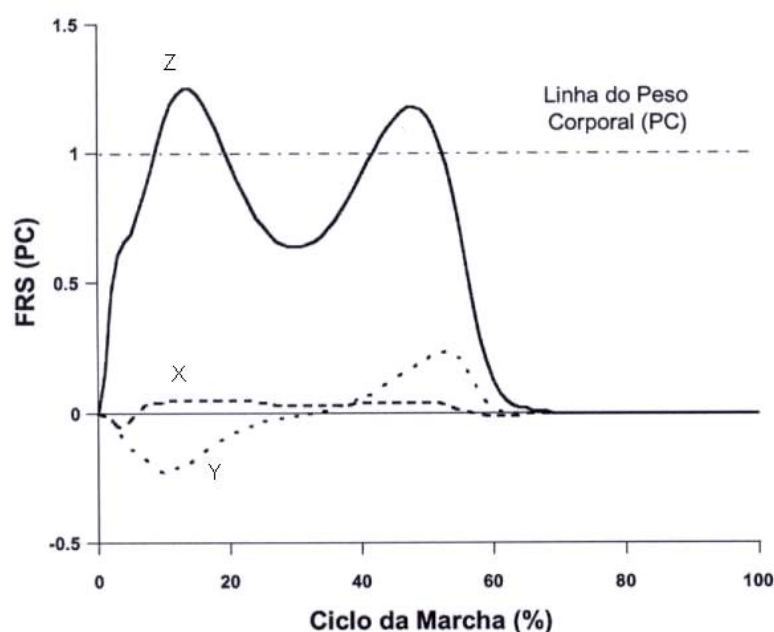


Figura 5: Componentes da força de reacção do solo; X – médio-lateral, Y – Antero-posterior, Z – vertical (Barela e Duarte, 2006).

2.3.1 Componente vertical da força de reacção do solo

A Figura 6 representa a componente vertical da FRS. De acordo com Amadio e Duarte (1996), os pontos que se salientam da componente vertical são os dois picos de força, em que o primeiro pico de força máxima vertical é observado durante a primeira metade do período de apoio referente à fase do ataque do pé no solo, e o segundo pico que corresponde à fase de propulsão activa do antepé à frente correspondente ao terço final da fase de apoio.

Normalmente, o primeiro pico de força é conotado por pico passivo e o segundo pico por activo, uma vez que já envolve a participação de acções musculares voluntárias. Ambos os picos de força têm geralmente valores que excedem em aproximadamente 30% o peso corporal. Entre os dois picos de força existe uma deflexão da curva cujo valor é inferior ao peso corporal (é importante referir que esta fase corresponde ao apoio unilateral). Isto deve-se ao facto de o membro inferior contra-lateral se encontrar na fase de oscilação

em que os impulsos parciais têm sentido oposto ao da gravidade (Amadio e Duarte, 1996).

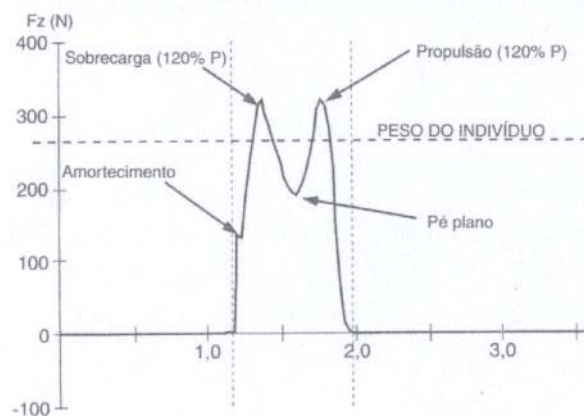


Figura 6: Componente vertical da FRS durante o apoio do pé no solo (adaptado de Viel, 2002).

Com base nos dados registados pela plataforma de força a componente vertical pode decompôr-se em três partes: a primeira vai desde o contacto do calcanhar no solo até ao momento em que é atingido o pico máximo; entre o primeiro pico máximo e o segundo pico máximo é atingida a segunda fase; e a terceira fase que corresponde ao intervalo entre o segundo pico máximo e o final do apoio (Laassel, 2001).

Para além da velocidade de movimento, outro parâmetro observado por Nigg e colaboradores (1981), que pode alterar o padrão da curva é o tipo de calçado.

2.3.2 Componente ântero-posterior da força de reacção do solo (F_y)

Segundo Laassel (2001), a componente da força horizontal ou ântero-posterior da FRS representa a força que é exercida na direcção da marcha (Figura 7).

A componente horizontal ântero-posterior (F_y) apresenta uma fase negativa indicando uma desaceleração inicial durante a primeira metade do período de apoio e uma fase positiva indicando uma aceleração durante a outra metade

desse período, na fase propulsora. A primeira metade do período de apoio corresponde ao contacto do calcanhar no solo. O pé empurra o solo para a frente (anteriormente) e, conseqüentemente, o solo faz uma força de reacção posterior (a FRS é direccionada para trás). A segunda metade do período de apoio, corresponde à fase de propulsão. O pé empurra o solo para trás pela acção concêntrica dos músculos extensores, e conseqüentemente, a FRS é direccionada para a frente. Poderão, existir mudanças dinâmicas nestes padrões, devido à velocidade do movimento na locomoção. (Barela e Duarte, 2006; Costa, 2000; Amadio, 1996).

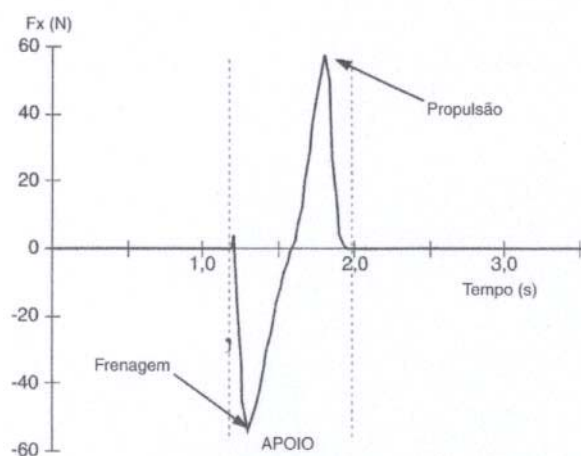


Figura 7: Componente horizontal antero-posterior da FRS durante o apoio do pé no solo (adaptado de Viel, 2002).

Os picos de força de cada uma dessas fases durante a marcha equivalem aproximadamente a 15% a 20% da magnitude do peso corporal e quase coincidem temporalmente com os dois picos da componente vertical da FRS (Amadio e Duarte, 1996; Larish et al., 1988).

Também Plas et al. (1983), descreveram como características desta componente, o movimento de deslizamento do pé muito rápido para trás no momento em que o individuo contacta o solo com o calcanhar, seguidamente dá-se o movimento de deslizamento do calcanhar para a frente e

simultâneamente dá-se uma inversão da pressão posteriormente com deslizamento iniciando-se a propulsão.

2.3.3 Componente médio-lateral da força de reacção do solo (Fx)

No que concerne à componente da força horizontal médio-lateral ou transversal, esta representa as forças que estão relacionadas aos movimentos de pronação e supinação do pé. Debrunner (1985), refere que para a marcha normal, esta componente apresenta os menores valores de força, comparativamente às outras duas componentes representando 10% do peso corporal. Existe um primeiro pico negativo que está relacionado com a pronação do pé e ainda uma fase onde os valores são positivos que está relacionada com a força de supinação que o pé executa durante a marcha que abrange cerca de $\frac{3}{4}$ do apoio (Figura 8).

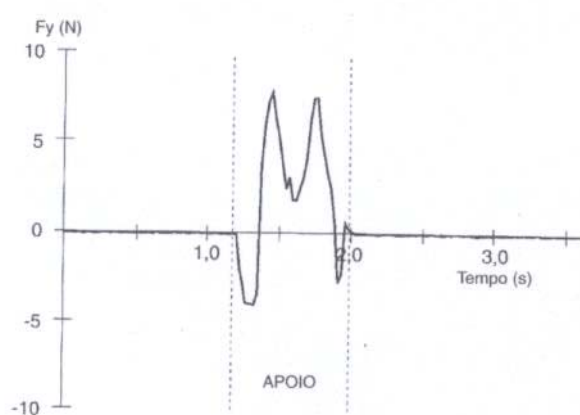


Figura 8: Componente médio-lateral da força durante o apoio do pé no solo (adaptado de Viel, 2001).

Para Nigg e Herzog (2002) e Whittle (1996) a componente médio-lateral da FRS, apresenta magnitude muito pequena e é inconsistente, tanto intra quanto inter indivíduos, dificultando a sua interpretação. Hamill e Knutzen (1999) referiram que a variabilidade observada nesta componente pode ter a ver com a diversidade do posicionamento do pé, que pode estar em adução ou em

abdução durante a fase de apoio da marcha.

2.3.4 Plataforma de força

A utilização de plataformas de força em investigações na área da biomecânica é inquestionável. As plataformas de força, são um importante meio de diagnóstico quer na determinação dos padrões de marcha normal quer na avaliação da marcha patológica (Kreighbaum et al., 1996).

Laassel (2001) e Amadio e Baumann (2000) mencionam que a plataforma de forças é o instrumento básico de avaliação em dinamometria. Permite a aquisição de dados para análise das forças externas ao corpo humano, nomeadamente a FRS na superfície de contacto durante a fase de apoio do movimento, e é igualmente utilizada nas avaliações de equilíbrio humano, para se obterem sinais estabilométricos (Souza et al., 2001).

Os tipos de plataformas que existem diferenciam-se pelo tipo de sensores que as constituem: à base de cristais de quartzo (Kistler) ou composta por transdutores de força do tipo piezoeléctrico (Bertec, AMTI, Logalex). Para diversos autores (Barela e Duarte 2006, Araújo et al., 2003; Aranaro, 2002; Hall, 2000; Klavdianos et al., 1999; Norkin, 1993; Amadio, 1989), as medições efectuadas com a plataforma de força, permitem obter informações relevantes sobre a intensidade, a direcção e o sentido da FRS, nomeadamente dados relativos às três componentes da Força de Reacção do Solo: componente vertical (F_z), componente antero-posterior (F_y) e componente médio-lateral (F_x) (Figura 9).

Porém, Durward et al. (1999) e Oliveira (1996) referem que as informações relativas à região da planta do pé em que a força actua, não são comportadas por este instrumento de avaliação, mas esta região pode ser calculada a partir de F_x , F_y , F_z , M_x , M_y e M_z (Cavanagh, 1978).

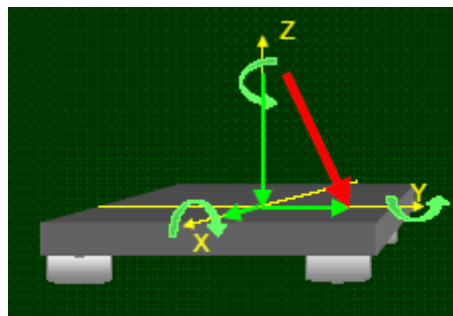


Figura 9: Plataforma de força. Componentes da força de reacção do solo: vertical (F_z), antero-posterior (F_y) e médio-lateral (F_x).

Hamill e Knutzen (1999), referem que por norma a plataforma de força deve ser embutida no solo, ficando ao nível da superfície onde a pessoa se encontra para realizar o estudo. A plataforma é constituída por uma superfície superior e outra inferior. Deve ser instalada, sobre uma superfície estável em que a sua superfície superior deve ficar ao mesmo nível do piso em que os indivíduos fazem a marcha mas não em contacto com esta, enquanto a superfície inferior deve ser fixada numa base sólida. Porém, cabe mencionar que relativamente à marcha, normalmente, a plataforma de força é instalada na região central de um estrado pré-estabelecido, caso o objectivo seja avaliar as componentes da FRS em velocidade constante, o que evita a ocorrência de acelerações e desacelerações no início e fim do movimento, respectivamente, devido a subir ou descer da plataforma.

Num estudo efectuado por Barela e Duarte (2006) é também referida a extrema importância da instalação da plataforma de força para a qualidade dos dados adquiridos no decurso da avaliação da marcha. Há dois aspectos que devem ser considerados e que estão relacionados com a estrutura onde a plataforma de força é fixada, a qual deve ser rígida e plana. Assim sendo, a estrutura deve ser plana para impedir que a plataforma de força se desloque durante a aplicação de força sobre a superfície superior e deve ser rígida para evitar qualquer tipo de vibração indesejada, uma vez que todas as forças aplicadas sobre a plataforma passam pelos transdutores de força, evitando-se deste modo erros nos resultados obtidos no estudo.

As plataformas de força medem a FRS durante a marcha na fase de apoio, o momento de força em relação a um ponto, e consequentemente os tempos de apoio e oscilação na marcha. A plataforma conectada a transdutores é ligada a um computador que permite observar as forças em forma de vectores, em função da variável tempo.

Através da plataforma de força obtêm-se dados objectivos que descrevem aspectos importantes da marcha que não são detectados por observação visual (Duarte, 2001; Amadio et al., 2000, 1997).

As plataformas de força apresentam vantagens, mas também limitações que devem ser analisadas e tidas em consideração. As vantagens reportam-se à facilidade dos procedimentos de medição, à apresentação directa dos resultados, à standardização e à elevada fiabilidade e precisão dos mesmos (Silva, 2003). Além das vantagens anteriormente citadas, as plataformas de força apresentam algumas limitações tais como, alto valor financeiro, problemas na forma de abordagem do indivíduo à plataforma e a área correspondente às medições apresenta-se limitada (Medved, 2001). Algumas limitações subsistem principalmente quando se estuda a marcha patológica, visto que durante a deambulação deve-se evitar que o indivíduo coloque os dois pés na plataforma, o que pode inviabilizar o estudo pois os dados obtidos estarão alterados (Leitão e Leitão, 1995).

Estudos efectuados por Barela e Duarte (2006) e Laassel (2001) relatam que para os dados obtidos da plataforma de força terem validade, o apoio deve ser realizado unicamente sobre a plataforma, e somente deve ser colocado um único apoio sobre a mesma (Figura 10).

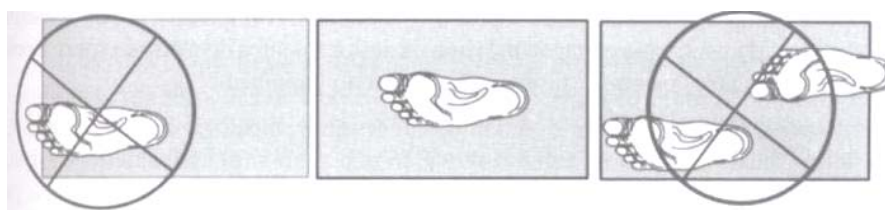


Figura 10: Validação do apoio plantar sobre a plataforma de forças (Laassel, 2001).

Alguns autores aconselham a conjugação de dois métodos de estudo biomecânicos (sistema vídeo e plataforma de forças), com o intuito de se obter uma análise mais completa, que abarque os aspectos cinéticos e cinemáticos do movimento (Bartlett, 1997; Kreighbaum et al., 1996).

2.4 Distribuição da pressão na região plantar

Os acontecimentos sucessivos que ocorrem na distribuição dos apoios sobre as diferentes áreas do pé na marcha, durante a fase de apoio, podem ser descritos de forma precisa por recurso ao estudo dinâmico das pressões plantares. Determinar a pressão na região plantar é de fundamental importância para o conhecimento sobre a forma e características da sobrecarga mecânica no aparelho locomotor e seu comportamento nesse movimento. O conhecimento dos padrões de distribuição da pressão plantar pode revelar a estrutura e função do pé, o controle postural ou ainda o controle do movimento (Ávila et al., 2003).

Nicol e Henning (1978), em estudos realizados sobre a distribuição da pressão plantar utilizaram transdutores de força, com a forma de um tapete de borracha, com saída analógica, que permitiram a evolução para os sistemas actualmente disponíveis.

Na posição ortostática, e durante a marcha, o peso do corpo passa da pélvis para cada uma das extremidades. O astrágalo é o primeiro osso do pé a receber 50% do peso do corpo e tem como função distribuir essa força para os pontos de apoio posterior e anterior, permitindo assegurar a transferência, a descarga, a selecção e a direcção das pressões para o rectro-pé e ante pé em direcção do quinto e quarto metatarsianos (Viladot, 1994; Lelièvre e Lelièvre, 1993).

Amadio (1996) refere que nas áreas do pé que estão em contacto com o solo, aproximadamente 50% da carga é suportada pelo calcanhar e outros 50% são sustentados por todos os metatarsianos. A carga na cabeça do I metatarso é

duas vezes superior aquela suportada pelo II, III, IV, e V metatarsianos (Manfio, 1995).

Na fase de apoio, a carga é suportada por todos os metatarsianos existindo entre eles um equilíbrio na repartição das forças. Embora essa distribuição de forças seja diferente nas diversas fases da marcha, considera-se como praticamente igual para o 2º, 3º, 4º e 5º metatarsianos mas dupla para o 1º (Massada, 2001). Na opinião de Plas et al. (1983) dos cinco dedos o halux é o mais solicitado funcionalmente.

Outros investigadores referem que existe contribuição significativa do longo flexor do dedo grande (halux) na propulsão do pé durante a marcha, enquanto que outros defendem que a função deste é crucial na manutenção do equilíbrio durante a posição erecta (Filho, 2005; Plas et al., 1983).

Viladot (1989), observou numa sequência do apoio do pé durante a marcha que após o ataque do calcanhar no solo, o médio-pé tem uma discreta participação na marcha em cerca de 70% dos indivíduos, seguindo-se um apoio importante na região do antepé e hálux, que coincide com o início da fase de propulsão do corpo à frente.

Cavanagh e Michiyoschi (1980) demonstraram que durante a realização da marcha com sapatos, eram notáveis maiores picos de pressão na região dos dedos, contrastando com os verificados durante a marcha descalços.

Duckorth et al. (1985), ao estudarem a marcha dum grupo de indivíduos, verificaram que os picos de pressão se localizavam nas duas primeiras cabeças dos metatarsos e hálux.

Cavanagh et al. (1991), obtiveram picos de maior pressão na superfície plantar das primeiras duas cabeças dos metatarsos e hálux em 90% das pessoas analisadas.

Para Machado (1992) a distribuição da pressão na planta dos pés relativamente a uma superfície pode revelar informações sobre o controle

postural do corpo, assim como a estrutura e função do pé.

Knackfuss, Rosenbaum e Gomes (1993, citado in Ávila et al., 2001) num estudo da análise biomecânica do pé realizado sobre o comportamento das pressões na superfície plantar, constataram que em ambos os pés os maiores valores se verificaram nas regiões do calcâneo, segundas e terceiras cabeças metatarsianas e no hálux.

Viladot (1994), num outro estudo sobre a distribuição das pressões plantares, constatou que durante a fase de apoio toda a região do ante-pé está em contacto com o solo, mas somente são solicitados o primeiro metatársico e o hálux durante a marcha (Sacco, 2001), refere que durante o início e o fim da fase de apoio (fase de contacto do calcanhar no solo e a fase de propulsão) as pressões observadas na superfície plantar são muito mais significativas do que as verificadas na fase de médio apoio. Estudos realizados por Ávila et al. (2001), Hadlich et al. (2001) e Sacco et al. (1997), referem que durante a marcha os picos mais elevados das pressões plantares ocorreram, em ambos os pés, no hálux, no segundo e terceiro metatarsianos e nas regiões do calcâneo. Na análise biomecânica do pé, Riehle et al. (1999), concluíram que os maiores valores de pressão registados durante a marcha foram detectados no primeiro metatarsiano e no calcanhar. Gravante et al. (2005), num estudo comparativo entre pessoas jovens com o pé em garra e normais, registaram um aumento das pressões plantares nas regiões do antepé e retro-pé no primeiro grupo.

Os estudos referidos anteriormente mostram uma predominância nas regiões anteriores de picos das pressões plantares durante a marcha, justificando-se pela maior magnitude de forças nas referidas áreas durante a fase de propulsão na marcha (Amadio, 1999).

2.5 Palmilhas transdutoras de pressão plantar

Outro dos métodos utilizados para o estudo da marcha são as palmilhas transdutoras de pressão plantar. Adrian e Cooper (1995), referem que para se efectuar a avaliação da distribuição da pressão nas diversas regiões da planta do pé, é necessário a utilização das palmilhas transdutoras de pressão plantar, instrumento que permite realizar a medição da pressão, bem como a sua distribuição na região plantar.

Os registos efectuados com a plataforma de forças não dão informações sobre a distribuição das pressões na região plantar, pelo que se considera indispensável a utilização deste instrumento de avaliação. Relativamente à plataforma de forças, a utilização das palmilhas transdutoras de pressão plantar apresenta a vantagem de eliminar a possibilidade de errar o alvo, possibilitando determinar a recolha dos dados bilateralmente e em passos sucessivos (Kernozek et al., 1996). As palmilhas transdutoras de pressão plantar, podem ser colocadas no interior do calçado, permitem a obtenção de informação espacial precisa e fornecem a medida de distribuição da força na superfície de contacto (Cebollada et al., 2001; Medved, 2001).

Contudo, a fiabilidade e a precisão das medições efectuadas pelas palmilhas transdutoras de pressão plantar são inferiores às medições fornecidas pela plataforma. Podem danificar-se com facilidade; as palmilhas resistíveis são susceptíveis a alterações climáticas (temperatura e humidade) existindo a possibilidade da alteração e fiabilidade dos dados não se verificando o mesmo para as palmilhas capacitivas.

A vantagem de se usar a análise da distribuição da pressão plantar no estudo dinamométrico da marcha consiste em conhecer as influências directas das forças exercidas em regiões predominantes da planta do pé, em termos da sua intensidade, da área sobre a qual actuam e a duração da sua aplicação (Machado et al., 1999).

Sarnow et al. (1994) concluíram que os valores obtidos das avaliações das

pressões plantares por cima das meias, comparados com os valores das avaliações das pressões plantares realizadas sem meias ou seja em contacto com a pele, eram significativamente menores, razão pela qual sugeriram que o estudo das pressões plantares se realizasse com a palmilha o mais junto possível da pele.

2.6 Anatomia e biomecânica da anca

2.6.1 Considerações anatômicas

O conhecimento das características anatômicas e a análise da articulação da anca permite-nos dizer que estamos perante um sistema biomecânico bastante complexo. A região pélvica corresponde a uma área do corpo humano que está conectada ao tronco e aos membros inferiores e da qual faz parte a articulação da anca.

Kapandji (2000) descreve a cintura pélvica como sendo a base do tronco, formada por duas importantes estruturas ósseas designadas por ossos ilíacos (com três componentes, ílio, ísquio e púbis) e pelo sacro, constituído por cinco vértebras sagradas.

As duas articulações sacro-ilíacas, do tipo sinovial contêm um suporte ligamentar fibrocartilaginoso e potente que fazem a união entre o sacro e cada um dos ossos ilíacos. Embora as duas articulações sacro-ilíacas sejam reforçadas por ligamentos muito fortes ocorrem movimentos na articulação. Uma terceira articulação cartilaginosa com fibrocartilagem denominada sínfise púbica, faz a união dos ossos ilíacos anteriormente (Kapandji, 2000). Esta articulação é firmemente suportada por um ligamento púbico que tem o seu trajecto ao longo das partes anterior, posterior e superior da articulação. O movimento nesta articulação é muito limitado, mantendo uma conexão firme entre o osso direito e esquerdo da coxa (Hamill e Knutzen, 1999).

A cintura pélvica, incluindo a articulação da anca, exerce um papel importante

no suporte do peso do corpo, serve como local de inserção de numerosos músculos, contribui significativamente para manter o equilíbrio e a postura em pé, é responsável pelo posicionamento da articulação da anca, possibilitando movimentos eficazes do membro inferior. É de realçar, que a cintura pélvica é a única estrutura não articulada que permite rotações nos três planos de movimento (Hamill e Knutzen, 1999).

Deste modo, a cintura pélvica precisa de ser orientada para facilitar os movimentos de rotação do fémur de forma a posicionar a região acetabular na direcção do movimento desejado (Figura 11). A inclinação anterior favorece a extensão da anca, a inclinação posterior aumenta a flexão da anca e a inclinação lateral facilita os movimentos heterolaterais do fémur. De salientar que o movimento da cintura pélvica também acompanha determinados movimentos da coluna lombar (Kapandji, 2000).

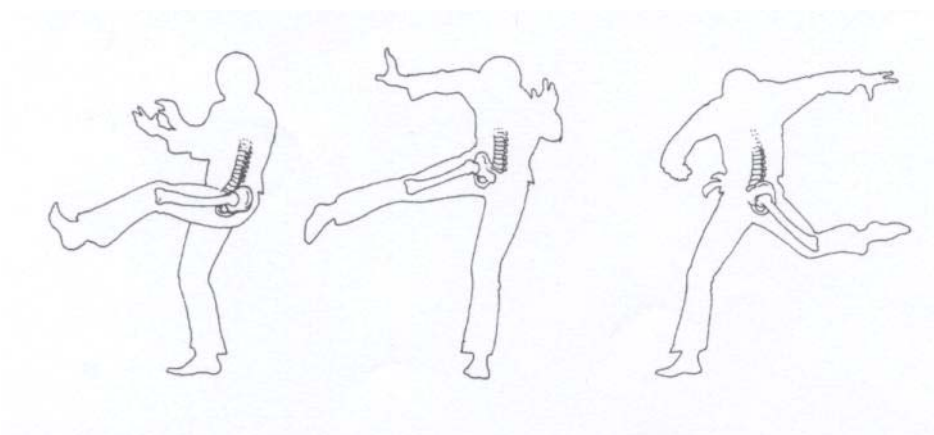


Figura 11: Movimento da cintura pélvica, que posiciona a articulação da anca para uma adequada movimentação do fémur (Hall, 2000).

De todas as articulações do corpo humano, a articulação da anca tem sido alvo de contínuas investigações por biomecânicos, nomeadamente os estudos das artroplastias da anca. De facto a articulação da anca é o pivot sobre o qual o corpo humano se equilibra, de forma particular na marcha (Palastanga et al., 2000).

Particularizando, a anca é a articulação proximal do membro inferior, que em

conjunto com o joelho e o tornozelo, tem a função de suporte do corpo humano na posição erecta. Considerada importante unidade funcional primária para as actividades de andar, correr, subir, escalar ou sentar (Kapandji, 2000) e usada forçosamente na actividade de chutar (Hamill e Knutzen, 1999).

Convencionalmente, a articulação da anca classifica-se como uma das mais típicas enartroses, em que as suas superfícies articulares são esféricas. É por intermédio desta articulação que se unem a cintura pélvica e o membro inferior. Tem a particularidade de permitir o movimento em todas as direcções do espaço, possui três graus de liberdade, e consequentemente movimento em três eixos, sendo denominada de triaxial. De todas as articulações do corpo, a articulação da anca é a mais difícil de ser luxada (Kapandji, 2000; Hamill e Knutzen, 1999).

A estabilidade dinâmica da articulação é sustentada por fortes estruturas activas e passivas, nomeadamente importantes grupos musculares, bom suporte capsular e potentes estruturas ligamentares: ligamento ílio-femural superior, ligamento ílio-femural inferior e ligamento pubo - femural na região anterior, ligamento ísquio-femural na região posterior e os ligamentos intra capsulares: ligamento transverso e ligamento redondo (Hall, 2000). Estes elementos fortalecem a cápsula articular e são os principais contribuintes para uma variedade de movimentos, conferindo à anca igualmente mobilidade ampla, regular e progressiva na locomoção (Dant et al., 1992) e nas actividades desportivas (Massada, 2001). Como a função das estruturas ligamentares, é estabilizar, controlar e limitar o movimento articular, qualquer lesão a nível de ligamentos influi na mobilidade da articulação.

Devido à sua configuração anatómica e à sua localização é considerada uma articulação muito estável para sustentação do peso do corpo, contudo, é igualmente móvel demonstrando um grau de mobilidade compatível com uma ampla variedade de actividades locomotoras (Palastanga et al., 2000). Assim nesta perspectiva considera-se que o equilíbrio do corpo humano se organiza a partir das articulações coxo-fémurais.

Os movimentos permitidos à anca descritos com referência ao fêmur incluem a flexão e extensão no plano sagital, abdução e adução no plano frontal, rotação interna e externa no plano transversal e circundução, que combina os movimentos referidos acima (Kapandji, 2000; Hamill e Knutzen, 1999).

Contribuem para estes movimentos, a superfície articular côncava do acetábulo na pélvis formado pela fusão dos ossos ilíacos (ílio, ísquio e púbis), a cabeça esférica do fêmur, de 40 a 50 mm de diâmetro, que está em união com o grande e pequeno trocanteres e com a diáfise do fêmur por um segmento ósseo designado colo fémural, que mede aproximadamente 5 cm de comprimento (Figura 12). Este projecta-se anteriormente, medialmente e superiormente, formando com o eixo da diáfise do fêmur um ângulo obtuso (Kapandji, 2000; Pina, 1995; Kisner e Colby, 1992).

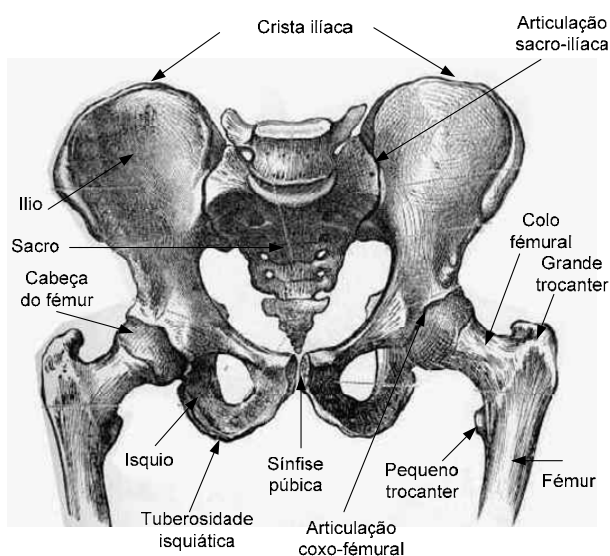


Figura 12: Vista anterior da pélvis (adaptado de Netter, 1998).

A cartilagem articular recobre as duas superfícies articulares, sendo a cartilagem no acetábulo mais espessa na periferia contribuindo para a estabilidade da articulação.

Os elementos articulares da anca têm na sua constituição grandes quantidades de osso esponjoso e trabecular que facilitam a distribuição das forças absorvidas pela articulação, conferindo-lhe elasticidade, isto é, a articulação

tem a capacidade de ser deformada sem sofrer danos estruturais (Hamill e Knutzen, 1999). A deformação do osso tem um efeito importante ao proteger a cartilagem articular subjacente de cargas impulsivas.

As extremidades da articulação da anca são protegidas por cartilagem de tecido liso, resistente e protector que actua como amortecedor de choques confere resistência e actua como redutor do atrito. As articulações também possuem um revestimento (membrana sinovial) que as envolve, formando uma cápsula articular. As células do tecido sinovial produzem um líquido transparente (líquido sinovial) que preenche a cápsula, reduzindo ainda mais o atrito e facilitando o movimento. As superfícies articulares são mantidas pelos tecidos moles e pelos ligamentos que envolvem a articulação (Turek, 1991).

2.6.2 Área de contacto

A área de contacto entre o acetábulo e a cabeça fémural aumenta com o aumento de carga. Há duas áreas de contacto distintas na face anterior e posterior da cabeça fémural as quais se fundem superiormente à medida que a carga aumenta. Com cargas aplicadas através da articulação da anca variando de 150 a 3200 N, a área de contacto aumenta de 2470 a 2830 mm². Em situações nas quais a área de sustentação de carga da cabeça fémural está diminuída, em função da deformidade, o esforço sobre a cartilagem sustentadora de peso é concentrado (Palastanga et al., 2000).

Quer as incongruências articulares elevadas, quer a baixa resistência da cartilagem, obrigam a que a carga se desvie da área superior de sustentação de peso da anca em direcção à periferia da área de contacto. Estas alterações dos padrões normais de transmissão de esforços podem levar à deterioração das superfícies articulares e osteoartrose (Palastanga et al., 2000).

Kapandji (2000), referiu que foi justamente por causa das doenças que acometem a articulação da anca que apareceram as próteses articulares, o que implicou o desenvolvimento da cirurgia do aparelho locomotor, de tal forma que

hoje a quantidade de modelos de próteses disponíveis é considerável.

2.6.3 Sistema muscular da anca

A anca é uma estrutura óssea que serve de local de inserção para numerosos músculos. A maioria destes está localizada na pélvis e ligam-se em diversos pontos do fémur. A direcção e respectiva força muscular dependem da sua posição em relação à articulação. Os músculos que envolvem a anca e o fémur podem agrupar-se segundo a sua localização. Os movimentos do fémur dependem dos músculos estabilizadores da anca, que fornecem a energia necessária para a locomoção (Hall, 2005).

Os músculos podem ser agrupados de acordo com os principais movimentos que produzem; designadamente, os movimentos de flexão, extensão, adução e abdução, e rotação externa e interna.

Os músculos responsáveis pelo movimento de flexão cruzam a respectiva articulação, ou seja, os músculos psoas ilíaco, tensor da fascia lata, recto fémural, pectíneo e costureiro. O flexor da anca mais forte é o psoas ilíaco, uma combinação de três músculos: o grande psoas, o pequeno psoas e o ilíaco; é um músculo bi-articular que age simultaneamente na coluna lombar e na anca. A sua actividade é mais notada na amplitude média do movimento de flexão. A perda de função compromete ligeiramente a flexão da coxa, já que esta pode ser iniciada pelos músculos abdominais e outros flexores (Hamil e Knutzen, 1999).

Dos músculos extensores da anca fazem parte o grande glúteo e os ísquiotibiais (três músculos posteriores da coxa, bicípite crural, semitendinoso e semimembranoso). O grande glúteo é o músculo mais relevante, já que produz cerca de 60% da potência requerida durante a extensão. Se a resistência no movimento de extensão aumenta ou se solicitada em maior grau, o grande glúteo é recrutado como principal contribuinte para a acção articular. A perda de função deste músculo não resulta num comprometimento significativo na

força de extensão da anca, uma vez que os ísquiotibiais dominam o rendimento de força de extensão. Os restantes músculos contribuem tanto para a extensão da anca como na flexão do joelho, e estão activos durante a posição ortostática, a marcha e actividades desportivas. A retracção nos ísquiotibiais pode conduzir a problemas significativos na postura, extensão da anca e joelho (Hamil e Knutzen, 1999).

Finalmente, como os músculos flexores e extensores são responsáveis pelo controlo da pélvis nas direcções anterior e posterior, é importante que estejam equilibrados em termos de força e flexibilidade.

Os músculos responsáveis pelo movimento de abdução são o médio glúteo (principal abdutor da anca), sendo auxiliado pelo pequeno glúteo e pelo tensor da fáscia lata. Como principal função destes músculos pode referir-se a estabilização da anca, sempre que o indivíduo fica apoiado sobre um dos membros inferiores (apoio monopodálico) durante a fase de apoio na marcha, corrida e salto. Uma redução de 50% na função dos músculos abdutores resulta num comprometimento leve a moderado no movimento de abdução. A sua atrofia provoca uma inclinação excessiva do tronco no plano frontal, com a pélvis mais alta no lado mais fraco.

Os músculos adutores cruzam medialmente a articulação da anca, e incluem o grande, médio e pequeno adutor, grácil e o pectíneo. São particularmente activos durante a fase de oscilação da marcha, devido à colocação do pé durante a fase de apoio ser normalmente por baixo do centro de gravidade do corpo. Os adutores e o recto interno contribuem também para a flexão e rotação interna da anca. Uma redução de 70% na função dos adutores da anca conduz a um leve a moderado comprometimento do movimento de adução.

Os abdutores actuam em conjunto com os adutores, e por esta razão devem estar equilibrados em força e flexibilidade, de modo a que a pélvis permaneça em equilíbrio.

Os músculos principais que participam da rotação interna da anca são o tensor

da fáscia lata, o médio e pequeno glúteo. Neste movimento assistem igualmente o grande e pequeno adutor grácil, semimembranoso e semitendinoso.

O glúteo máximo, o obturador externo e o quadríceps fémural, são os músculos responsáveis pela rotação externa da anca. Assistem também neste movimento o obturador interno, os gémeos e o piriforme.

2.6.4 Biomecânica da anca

Uma vez que a literatura remetia para Hall (2005), Palastanga (2000), Lim et al. (1999), Turek (1991) e Mendonça (1981), optamos por seguir neste sub-capítulo estes autores.

A forma como as cargas actuam na articulação da anca, deve ser bem compreendida, por forma a melhorar o estudo e desenvolvimento dos implantes articulares, minimizando os riscos de insucessos e permitir um melhor aconselhamento dos indivíduos submetidos a uma prótese total da anca (PTA), no que diz respeito às actividades permitidas e aquelas a evitar. A linha de carga do membro inferior passa, em projecção frontal, pelo centro da cabeça fémural, pelo sulco intercondiliano da articulação do joelho e pelo centro da articulação tibiotársica. Quando se imprime carga na articulação da anca as forças de pressão são transmitidas do centro de gravidade para a cabeça e colo do fémur, num ângulo de 165° a 170° , independentemente da posição assumida pela pélvis. Assim, na articulação da anca as forças de pressão ao actuarem na cabeça fémural são transmitidas através do osso trabecular e cortical, produzindo tensões e deformações ósseas, sendo responsáveis pela manutenção da densidade óssea e do padrão trabecular.

Existe um feixe de trabéculas que estão orientadas nas partes medial e inferior da cabeça fémural e que se dirigem para a camada cortical lateral da diáfise do fémur denominado feixe arciforme, que é submetido a esforços de tracção. Um segundo feixe tem início na parte superior da cabeça fémural, em direcção

perpendicular à superfície da articulação e dirige-se à camada cortical medial da diáfise. As trabéculas deste sistema continuam nas trabéculas da pélvis, provenientes da articulação sacro-ilíaca e suportam a maior parte dos esforços de compressão, cuja direcção lhes é paralela. As trabéculas ósseas dos feixes arciformes e do sistema medial cruzam-se formando uma figura ogival. Um terceiro feixe denominado acessório é formado igualmente por trabéculas que se dirigem do grande trocanter à camada cortical da diáfise fémural. Os três feixes delimitam uma área de projecção triangular, o triângulo de Ward, relativamente pobre em trabéculas ósseas. Esta área está localizada na denominada linha neutra, transição entre as regiões que suportam compressão (medial) e tracção (lateral), não estando submetida a esforços.

Podem-se descrever as forças na cabeça fémural, através da análise de braços de alavancas: o peso corporal (PC), deve ser considerado como uma carga aplicada sobre um dos braços da alavanca que se estende desde o centro de gravidade do corpo até ao centro da cabeça fémural.

A força dos músculos abdutores da anca (glúteos médio e mínimo) é exercida sobre o outro braço da alavanca (MA) que se estende desde a face lateral do grande trocanter até ao centro da cabeça fémural.

A razão do comprimento entre os dois braços da alavanca define-se como $PC:MA = 2.5:1$. Assim, a força dos abdutores é cerca de 2.5 vezes a força do peso corporal, de forma a manter o nível da pélvis, quando o indivíduo se encontra na posição ortostática em apoio unipodálico. O centro de gravidade do corpo encontra-se na linha média, anteriormente em relação à segunda vértebra sagrada.

A cabeça fémural e a articulação da anca ficam submetidas a pura compressão, porque a resultante da força compressiva actua perpendicularmente às suas superfícies articulares e atravessa o centro de rotação. A intensidade da força compressiva na cabeça fémural não depende só da grandeza da carga, ou seja da resultante da força compressiva, mas sobretudo, da área de superfície onde a carga é transmitida.

Cada membro inferior pesa cerca de um sexto do peso corporal. No indivíduo erecto, em apoio bipodálico simétrico e sem exercer a acção muscular, o peso acima da anca representa dois terços do peso corporal, sendo distribuído igualmente para cada uma das articulações da anca e daí para os membros inferiores. Durante a posição erecta em apoio unipodálico, sem inclinação da pélvis, o peso acima da articulação da anca é de cinco sextos do peso corporal, sendo o restante o peso do membro inferior. O centro de gravidade está deslocado para o lado oposto (membro sem carga), aumentando o seu braço de alavanca. Este momento deve ser compensado pela contracção dos músculos abdutores da anca, principalmente o médio glúteo, que tem um braço de alavanca menor. A resultante sobre a articulação da anca (em carga) é de 2.5 a 4 vezes o peso corporal. A lateralização do grande trocanter aumenta o braço de alavanca dos abdutores, diminuindo a sua força e a carga sobre esta articulação, isto é, quanto maior a alavanca abductora menor será a proporção entre as alavancas, menor a força requerida de abdução para manter o equilíbrio e menor será a força compressiva na cabeça fémural.

O uso de uma canadiana no lado oposto ao da anca afectada, reduz a carga sobre esta articulação de modo significativo, ou seja há redução da força estática do quadril, uma vez que braço de alavanca em relação ao centro de rotação da anca é aumentado. Do exposto podemos referir que 9kg de pressão na bengala podem reduzir a força estática na anca oposta de oito a dez vezes aquela quantidade.

Durante o ciclo de marcha, na fase final de apoio a força exercida sobre a anca é máxima. Pouco antes do desprendimento dos dedos, é de 4 a 7 vezes o peso corporal. No início da fase de oscilação, a acção muscular, principalmente dos extensores da anca, na desaceleração, imprime na anca uma força de magnitude semelhante ao peso corporal.

Quando um dos membros inferiores se eleva do solo (por exemplo, na fase de balanço da marcha), o peso deste membro é adicionado ao do peso corporal e o centro de gravidade, normalmente no plano sagital, é deslocado para o lado do membro elevado. A força tangencial lateral é produzida pela acção dos

glúteos médio e mínimo do membro em carga, que agem para estabilizar a pélvis e limitar a sua inclinação e ao mesmo tempo manter o equilíbrio do corpo.

A força compressiva resultante que actua no colo fémural, provoca esforços de corte, porque a sua direcção não corresponde ao eixo do fémur, estando inclinada relativamente a esse eixo cerca de 16° . A direcção da resultante da força compressiva está ao longo de uma linha recta unindo o centro de rotação da cabeça fémural e o ponto de intersecção das linhas de acção da força muscular e do peso corporal parcial. A componente de corte da força compressiva, depende da inclinação da força compressiva com o eixo do fémur. O colo fémural é desta forma solicitado no movimento de flexão, através da resultante da força compressiva, que tende a curvar o colo fémural. O seu efeito de flexão, ou seja, a magnitude do momento flector, aumenta distalmente em direcção ao grande trocanter, porque o seu braço da alavanca aumenta. Pelo facto da força resultante actuar exteriormente ao centro, surgem forças de compressão no lado medial do colo fémural e forças de tracção mais pequenas no lado lateral.

A reacção à força compressiva resultante é também uma força que tende a alterar a posição da cabeça fémural no acetábulo, através da acção de duas componentes: a longitudinal que tende a deslocar a cabeça fémural para cima; e a componente transversa, considerada inferior, puxa a cabeça fémural contra o fundo acetabular. A estabilidade de torção depende da força articular, que actua para baixo, ao longo do eixo fémural. A intensidade de cada uma das componentes da força depende da região onde é exercida a carga.

2.6.4.1 Marcha patológica

Quando o equilíbrio entre a capacidade de suporte de peso da extremidade superior do fémur e a intensidade e tipo de carga se altera, quer por insuficiência mecânica dos tecidos, quer por uma causa congénita ou

adquirida, o limite de resistência mecânica pode ser tão reduzido que mesmo uma tensão de intensidade fisiológica pode induzir efeitos patológicos. Como exemplo, a denominada coxa vara resultante de uma insuficiente resistência às tensões de flexão fisiológicas no colo fémural.

Na coxa valga há diminuição do braço de alavanca dos abdutores, o que leva a um aumento da força muscular, com consequente aumento na carga exercida sobre a articulação da anca. Quando a articulação está em valgo, o menor braço da alavanca abduutora requer demasiada força de tracção em abdução na anca. A pressão exercida na cabeça fémural pode ser sete ou oito vezes o peso suportado.

Um indivíduo que apresente uma marcha característica da coxa valga, claudicante, para reduzir a pressão e a dor, faz inclinação do tronco em direcção à anca e o centro de gravidade desloca-se naquela direcção. Consequentemente, é necessário menor tracção no grupo abdutor, conseguindo desta forma a redução da força na cabeça femural, da pressão e da dor. A pressão maior na cabeça fémural aumenta a sua degeneração. Nestes casos, pode-se aumentar o braço da alavanca com a utilização no lado contrário, de uma canadiana, reduzindo-se a força estática na anca.

No caso de osteoartrose da anca, tendo como causa uma elevada pressão articular, e quando existem sinais de incongruência no contorno da articulação, a concentração da pressão localiza-se em áreas específicas da cartilagem, nomeadamente na superfície central e inferior da cabeça fémural. Na articulação da anca artrosica, a relação entre o braço de alavanca do peso corporal e o dos abdutores pode ser de 4:1, sendo a marcha antálgica uma forma de compensação por redução do braço da alavanca correspondente ao peso corporal, deslocando se o centro de gravidade para o lado da anca afectada.

Após a prótese total da anca, a força que é exercida pela cabeça fémural é transferida da haste para a interface, provocando tensões anti-fisiológicas.

É importante que a transferência de carga da haste para o fémur proximal se realize de modo a proporcionar um estímulo fisiológico, com o objectivo de manter a densidade e resistência do osso, para assim proporcionar o suporte adequado para a haste. Normalmente dois anos após a realização da PTA, a intensidade da transferência de forças atinge um ponto de equilíbrio, com aparente estagnação da perda de tecido ósseo.

As forças que actuam na anca podem ser distribuídas por três componentes num sistema de eixos cartesianos:

- A componente antero-posterior (F_y) actua de forma a introduzir a haste para baixo no canal medular. Esta força é transferida pelas tensões de corte ao longo da interface (cimento-osso ou haste-osso);
- A componente vertical (F_z) exerce uma força vertical e um momento, como ilustrado na Figura 13, sendo o momento produzido em varo pela força F_y e balanceado para fora pelo momento em valgo desta força no eixo Z;
- A componente médio-lateral exerce torção sobre o longo eixo maior da haste e a sua intensidade depende da distância da cabeça fémoral à haste e da amplitude de flexão da anca.

Se a anteversão do implante for pequena implica um momento de torção maior, sendo de toda a importância restabelecer o seu valor no pré-operatório. Apesar de uma boa estabilidade torsional da anca com PTA ser um dos aspectos importantes, tem sido menosprezada em muitos projectos de implantes. Clinicamente as implicações destas forças de torção podem ter efeitos desastrosos, levando à deformação dos materiais protésicos, quando são utilizadas ligas dúcteis (aço inoxidável). Na PTA cimentada poderá existir fricção da superfície da haste contra o cimento, ou provocar o efeito de stress-shielding, quando parte substancial da carga é transferida para o fémur proximal, resultando em osteopenia dessa região. Alterações na elasticidade

da haste fémural, e consequentemente redução da rigidez, levam a um aumento da transferência de carga no terço proximal do cimento.

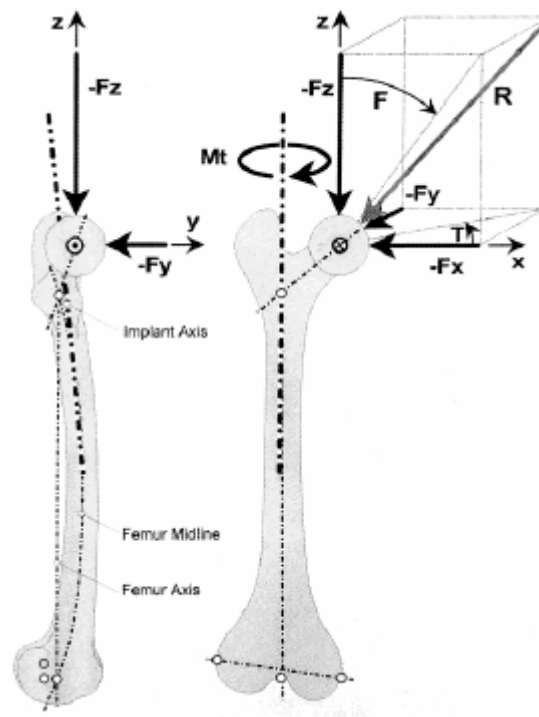


Figura 13: Componentes da FRS exercidas sobre o fêmur (Lim et al., 1999).

Em relação ao acetábulo, é importante a conservação do osso subcondral para diminuir a intensidade das forças que actuam no osso trabecular. Existem algumas formas para reduzir estas forças, como a utilização da componente acetabular em polietileno com espessura de aproximadamente 8mm e/ou a utilização de cúpulas com reforço metálico e com revestimento de polietileno com espessura mais reduzida, o que vai permitir uma distribuição de forças mais uniforme.

A realização de certas actividades tais como andar, correr, sentar, levantar de uma cadeira ou tropeçar podem alterar as forças que actuam na anca. Forças elevadas podem ser observadas durante a marcha rápida ou corrida lenta, mas o tropeçar é a situação mais perigosa relativamente à estabilidade do implante.

A intensidade das forças a que fica submetida esta articulação, quando se sobe escadas ou se levanta de uma cadeira, são maiores do que durante a marcha.

O suporte de pesos nas mãos pode provocar alterações nas cargas actuates na anca, dependendo do lado em que o peso é transportado, ou se é distribuído de igual modo pelas duas mãos. Na articulação da anca do mesmo lado em carga, no momento da transferência de carga unilateral, a força é ligeiramente diminuída, enquanto que na anca contralateral, a força aumenta mais do que o proporcional ao peso suportado. Por tudo isto, quando o indivíduo não puder evitar o suporte de pesos, deverá segurá-los no lado da anca afectada. Levantar objectos pesados, correr ou saltar pode aumentar cerca de dez vezes o peso corporal. O excesso de peso e o aumento da actividade física podem produzir o descolamento e/ou rotura dos componentes da prótese. O uso de canadianas e/ou outras ortóteses serve para reduzir a carga, aumentar a segurança do paciente e obter uma boa postura dinâmica

As cargas que actuam na articulação da anca implantada podem atingir cerca de três a cinco vezes o peso corporal.

Na componente fémural a transmissão de carga ocorre, em grande parte, entre o colo da prótese e o calcar (região colo fémural). Na região distal do implante, é menor a transferência de carga. No entanto, o fémur contrai-se e expande-se elasticamente, ocorrendo movimentos de baixa amplitude entre a haste da prótese e o córtex, sendo mais pronunciados na extremidade da haste.

A força exercida sobre a cabeça e o colo fémural, resultante da força de tracção dos músculos abdutores e do peso corporal, situa-se numa direcção inclinada em relação ao centro do corpo, não excedendo os 10 ou 15° da vertical. Para os músculos abdutores da anca actuarem normalmente após a prótese total da anca, é aconselhável que o colo fémural tenha uma inclinação não superior a 10 ou 15° sobre o plano horizontal quando o indivíduo permanece na posição erecta. Quando os músculos abdutores estão flácidos, como é comum, o indivíduo realiza a marcha com claudicação. Nesta situação o colo fémural deverá ficar horizontalizado para evitar forças tangenciais que

possam desencadear o deslizamento da prótese e favorecer a reabsorção óssea na região calcar do fémur.

Estudos in vitro demonstraram que após a inserção da componente fémural a distribuição das forças no fémur proximal modifica-se quando comparadas com o fémur intacto, pois o pico das forças ocorre em torno da ponta da haste, e não no calcar fémural. Enquanto no fémur normal a carga suportada pela cabeça fémural é transferida pela cortical diafisária, isto é, por fora, na PTA a carga é transferida por dentro, ou seja, pela interface entre a haste e o canal medular do fémur e pelo cimento, no caso das PTA cimentadas e só depois pela cortical.

2.6.5 Distúrbios músculo-esqueléticos da anca

A articulação é o meio de união entre duas superfícies ósseas ou entre uma superfície óssea e uma ligamentar. Tem como finalidade permitir o movimento, sendo este desencadeado pela acção das estruturas musculares que se dispõem à volta da articulação. O normal funcionamento de uma articulação depende da integridade do seu metabolismo e de uma perfeita congruência entre as estruturas ósseas que a constituem. Uma articulação lesada por determinadas condições (artrose, artrite reumatóide) tem necessariamente um défice parcial ou total da sua função.

2.6.6 Artrose da anca

A patologia articular degenerativa da anca, vulgarmente designada por artrose (osteoartrose) é um problema generalizado na população dos países de cariz ocidental.

A descoberta de sinais de osteoartrose (OA) em dinossauros, assim como em numerosos esqueletos do Homem de Java e em múmias egípcias de 800 A.C., vieram confirmar que esta doença reumática existe desde os primórdios da pré-

história, sendo por isso mais antiga na Terra que o Homem (Queirós, 1996).

Das doenças que acometem os ossos e as articulações, a OA é comumente considerada como uma das mais importantes. Constitui a forma mais comum de reumatismo, permitindo-nos, afirmar que é uma das doenças reumáticas mais frequentes da raça humana (Queirós, 2002) no entanto é rara nos povos asiáticos (Serra, 2001).

Segundo Queirós (2001), espera-se um aumento da sua prevalência, dado estar associada ao crescimento da população idosa. Esta doença será mais frequente quanto maior for a esperança média de vida. Em Portugal há cerca de 500 mil doentes artrósicos referindo como principal sintoma a dor, mas este número chega perto de 1 milhão, uma vez que muitos pacientes têm OA sem evidenciarem quaisquer queixas (Queirós, 2002).

Um estudo sobre Doenças Reumáticas efectuado em Portugal pela Sociedade Portuguesa de Reumatologia, demonstrou que 64,3% dos indivíduos apresentavam OA como a patologia mais frequente (Faustino, 2002). A incidência ocorre em adultos de meia-idade e idosos na faixa etária dos 55 aos 65 anos atingindo preferencialmente as articulações dos membros inferiores, pelo esforço e sobrecarga a que estão sujeitas.

A osteoartrose é uma importante causa de incapacidade funcional, e está na origem da reforma antecipada por doença em países onde a esperança média de vida já ultrapassa os 70 anos de idade. Constitui o primeiro motivo de consulta médica e a principal causa de absentismo ao trabalho e de invalidez (Queirós, 2002). Está entre as principais patologias responsáveis pelos gastos com a saúde (consultas, medicamentos, tratamentos de fisioterapia).

A OA particularmente da articulação da anca, faz parte da família das doenças reumatismais. É caracterizada por determinadas alterações físicas que ocorrem na articulação, que uma vez instaladas dão origem à incapacidade para o trabalho, dependência de terceiros e gastos directos com possíveis cirurgias e internamentos hospitalares. Por outro lado mais de metade dos custos

relacionados com a OA devem-se ao desemprego e reformas antecipadas (Felson e Zang, 1998).

Hoje aceita-se que a degenerescência artrósica não é um processo natural apenas do envelhecimento, havendo diferenças sobretudo histológicas e de localização do dano, sendo assim possível distinguir entre artrose e envelhecimento articular. Os números apontam que, a partir dos 70 anos, 90% da população apresenta osteoartrose diagnosticável (clínica) e 100% alterações radiológicas correlacionadas com esta doença (Barros et al., 2001). Afecta de igual modo os dois sexos até aos 50 anos, afectando dessa idade preferencialmente o sexo feminino (Queirós, 2002).

Actualmente é considerada uma disfunção lenta, progressiva e irreversível da cartilagem, originando degenerescência articular de etiologia não inflamatória, ocorrendo também deformidade óssea (Yoshida et al., 2006; Snider, 2000).

A origem da OA é de causa desconhecida, apesar de ainda haver quem sustente que a origem da artrose está no osso subcondral, ou esponjoso (elemento protector da cartilagem). Na OA a degeneração cartilaginosa é a maior característica da doença (Turek 1991). Trata-se de uma doença primária da cartilagem, só posteriormente é afectado o osso subcondral que se deforma e osteofita (ver Figura 14) tentando aumentar a estabilidade articular ameaçada (Barros et al., 2001).

De facto as modificações mais importantes têm início ao nível dos estratos mais superficiais da cartilagem. A destruição articular começa com o desgaste da cartilagem, ficando mais afectada a estrutura de suporte, empobrecida em fibras de colagénio e essencialmente proteoglicanos; alteram-se também as propriedades biomecânicas da cartilagem havendo um decréscimo da resistência tênsil, consequentemente dá origem à perda da sua regularidade e elasticidade, diminuindo a sua eficácia (Queirós, 1996; Turek, 1991).

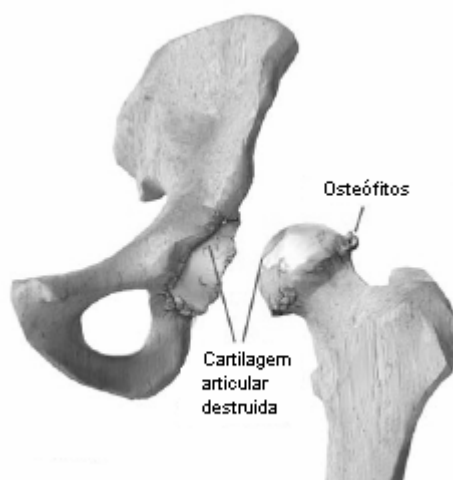


Figura 14: Artrose da anca (adaptado de Netter, 1998).

Do ponto de vista microscópico, a causa inicial é o déficit funcional condrocito/condrônio com a perda progressiva da capacidade de recolha de informação e de activar mecanismos de síntese, transporte e remoção de constituintes (Barros et al., 2001).

Este distúrbio resulta de um desequilíbrio entre a resistência da cartilagem articular e as cargas que lhe são impostas. Toda a má distribuição das cargas sobre a cartilagem da articulação da anca traduz o equivalente a uma sobrecarga cartilágnea, contribuindo para o agravamento da situação. A rigidez e a hipertrofia óssea com formação de osteófitos internamente e ao redor da articulação, vão limitando progressivamente as amplitudes articulares evoluindo para a perda total da mobilidade articular, com as suas próprias consequências funcionais nas actividades do quotidiano (Figura 15).

São também causas susceptíveis de provocar a diminuição da integridade da articulação a senescência dos elementos periarticulares de estabilização, designadamente ligamentos e cápsula, e a atrofia dos tecidos moles, os quais perdem qualidades com o desuso. Tal dá lugar a uma instabilidade mecânica da articulação, que implica uma deformidade drástica da cabeça fémural e da cavidade acetabular. Devido ao desaparecimento quase total da cartilagem articular, normalmente nos pontos de transmissão de carga, fica a descoberto o

osso adjacente, originando consequentemente perda de função articular (Dupuis, 2004; Almeida et al., 1995).

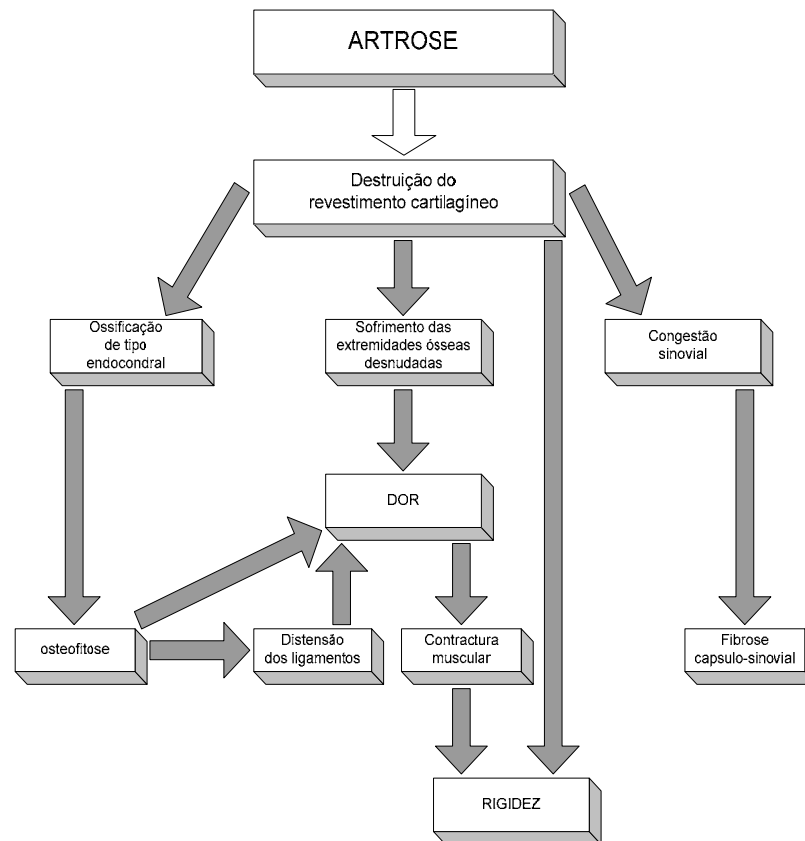


Figura 15: Fisiopatologia da artrose idiopática (Larget-Piet e Haddad, 1985).

Num estágio muito avançado da doença a articulação da anca apresenta lesões anatómicas características, tais como degeneração cartilaginosa, eburnificação do osso subcondral subjacente e remodelação óssea. Pode também haver sinovite de grau variável, habitual nas fases mais evoluídas da doença (Queirós, 2002).

Assim sendo, devido à incongruência das superfícies articulares, as pressões exercidas a este nível não são regularmente distribuídas sobre a cartilagem, levando forçosamente a um aumento do stress mecânico sobre uma área específica da articulação, que será o ponto de partida da génese da artrose.

Os sinais radiográficos clássicos de osteoartrose da anca mostram (Snider, 2000):

- 1) grande estreitamento do espaço interarticular;
- 2) esclerose subcondral das superfícies ósseas;
- 3) geodes ou quistos ósseos;
- 4) osteófitos ou osteofitose na margem articular;
- 5) hipertrofia dos rebordos articulares,

como representado na Figura 16.



Figura 16: Osteoartrose bilateral da articulação da anca. Radiografia Antero-posterior (AP) com o paciente em carga (gentilmente cedida por Dr. Vilaça).

Além de existir alguma predisposição hereditária para a causa da doença, todos os traumatismos sofridos ao longo da vida podem aumentar o risco de artrose, particularmente quando ocorrem fracturas em que são atingidas articulações e ligamentos. No entanto, outros factores predisponentes podem desencadear ou acelerar o processo de desgaste, nomeadamente defeitos congénitos e insuficiência vascular (Turek, 1991).

Como causa da destruição articular da anca incluem-se a necrose avascular da cabeça do fémur, disfunções articulares crónicas graves devido a artrite

reumatóide, artrite traumática, para além da osteoartrose da anca e doenças afins que requerem com muita frequência a cirurgia de substituição total da articulação da anca (Zimmerman, 2002).

Apesar da OA estar entre as doenças com índices de mortalidade bastante baixos, não esconde a enorme morbilidade que provoca, interferindo na qualidade de vida dos pacientes, ficando, por vezes, comprometida a sua autonomia, e impossibilitando mesmo os pacientes de desempenhar as suas tarefas diárias (Fransen et al., 2001; Espanha, 1999; Turek, 1991).

2.6.6.1 Etiologia

Do ponto de vista etiológico a artrose pode ser classificada como artrose primária ou idiopática, e secundária, sendo esta divisão muito importante com vista ao seu tratamento.

Tem-se verificado que a artrose primária aparece mais frequentemente entre os 45 anos e os 54 anos, ao passo que as secundárias podem surgir mais cedo sobretudo as pós-traumáticas e as associadas a displasia (Figueirinhas, 2002; Turek, 1991). Há de facto algum artificialismo nesta completa separação. De referir que o factor mecânico está sempre presente, interferindo pouco na artrose primária e muito mais na secundária.

A artrose primária é considerada mais comum que a secundária, sendo responsável por cerca de 70% dos casos de artrose. É de difícil prevenção, uma vez que se manifesta insidiosamente em indivíduos saudáveis. Trata-se de uma doença multifactorial no que respeita à sua etiologia, surgindo sem causa conhecida, atinge por vezes mais do que uma articulação (Turek, 1991). Na perspectiva de Snider (2000), entre os factores que a podem desencadear, e existem alguns comuns com a artrose secundária, como os macro e micro traumatismos de repetição. Apontam-se como factores mais importantes da artrose primária a idade, os factores genéticos, os hormonais, metabólicos, bioquímicos, os neurogénicos e os factores de crescimento. A artrose primária

é consecutiva à instabilidade das superfícies articulares, fracturas antigas, displasia, doenças infecciosas, congénitas ou hereditárias, inflamatórias endócrinas metabólicas e distúrbios neuropáticos. A OA secundária surge mais em jovens e pode ter como causas determinantes os macro e micro traumatismos de repetição (Turek, 1991).

No que concerne à articulação da anca é de salientar que o alcoolismo, o tabagismo, o uso de drogas ilícitas, além de corticoterapia por períodos prolongados são factores de risco evitáveis de necrose avascular da cabeça do fémur. Algumas profissões com particular exigência física têm também maior tendência a determinar artrose da anca, como é o caso das actividades agrícolas (em relação à anca), da indústria mineira (em relação ao joelho) e da indústria têxtil (em relação ao polegar). Parece ser discutível a participação da obesidade na etiologia da artrose da anca mas importa referir que uma vez instalada há indicação para a redução do peso como forma de evitar o agravamento progressivo da doença (Espanha, 1999). A partir da menopausa, verifica-se um aumento da frequência da osteoartrose, tal pode estar associada ao facto dos estrogénios constituírem um factor de protecção contra esta doença degenerativa (Queirós, 2002). Na opinião de Massada (2001), a degenerescência precoce da articulação da anca é também frequente entre os futebolistas e os saltadores no atletismo, devido à sua elevada solitação.

Vários estudos no decurso dos últimos 20 anos, revelaram que os doentes com artrose da anca, nomeadamente as situações mais graves, têm aumento da massa óssea, a nível do osso axial e do osso apendicular (Serra, 2001). Ainda se desconhece se o aumento da massa óssea nestes doentes representa uma associação causal ou se faz parte do processo artrósico em consequência da remodelação óssea verificada a nível da cabeça do fémur. Os resultados de alguns estudos experimentais realizados nos últimos anos parecem favorecer a primeira das hipóteses. Efectivamente, o aumento da rigidez do osso subcondral existente nos indivíduos com aumento da massa óssea é susceptível de levar ao aparecimento da artrose da anca através de lesão cartilágnea (Queirós, 2002).

2.6.6.2 Aspectos clínicos da osteoartrose

Nas coxartroses, a dor nem sempre é o primeiro sintoma. Habitualmente, é precedida de dificuldade na deambulação, desconforto e fadiga do membro inferior atingido (Queirós, 2002).

A dor manifesta-se na face anterior e interna da coxa, do membro inferior afectado, com alguma frequência. Também é referida sobre a articulação da anca, anterior, lateral ou posteriormente irradiando para o joelho, nádega e face posterior da coxa indiciando dor ciática (Turek, 1991). Constitui o sintoma mais incapacitante e com repercussões adversas consideráveis. Inicialmente a dor é mecânica, ligeira a moderada, surge quando a articulação é solicitada mas diminui com o repouso. Agrava-se com a evolução do processo artrósico, tornando-se permanente mesmo em repouso, repercutindo-se por vezes em alterações do sono (Queirós, 2002).

A dor é acentuada pela sobrecarga articular e nos movimentos em abdução, extensão e rotação interna (Turek, 1991). Atinge-se deste modo um ciclo de agravamento progressivo e iniludível com aumento do processo inflamatório. Outro dos sintomas frequentes é a rigidez articular, que consiste na dificuldade em iniciar o movimento da articulação. Estes dois sintomas estão na origem da diminuição da mobilidade e da limitação funcional. Os indivíduos com OA relatam habitualmente rigidez matinal, de duração variável, entre 15 a 30 minutos, e/ou rigidez após um período de inactividade (Espanha, 1999).

Devido à contractura capsular e para reduzir a dor articular, os indivíduos normalmente assumem uma posição de flexão, adução e rotação externa da articulação, que são na verdade posições de menor tensão para a anca. A fase de apoio é dolorosa e incita a desequilíbrios da cintura pelvica chegando por conseguinte a impedir a locomoção normal (Hamill et al., 1999). Num inquérito efectuado a 240 pacientes com osteoartrose, 75% referiam a dor como o pior de todos os sintomas/ sinais, seguido de incapacidade funcional e rigidez articular (Espanha, 1999).

O tratamento conservador da artrose da anca, como o de qualquer outra artrose, deve ser sempre equacionado antes de se decidir por uma possível cirurgia. Não existem tratamentos que permitam estacionar ou inverter a situação de artrose. No entanto a exuberância da sintomatologia, e por se tratar de uma doença crónica, sem repercussão sistémica, determina um tratamento conservador exaustivo através da administração de fármacos (anti-inflamatórios), que actuam directamente sobre o metabolismo da cartilagem, tendo por objectivo evitar a progressão da doença, eliminar os sintomas e devolver uma função adequada.

Assumem particular relevo os tratamentos de fisioterapia, com o objectivo de aumentar a elasticidade e a plasticidade do tecido de colagénio. Estas alternativas estão direccionadas para o alívio da dor, e como consequência permitem também a restauração do movimento, correcção da deformidade, bem como asseguram a manutenção e o restabelecimento do equilíbrio entre os diferentes grupos musculares da articulação da anca (Barros et al., 2001; Turek, 1991).

Todos estes aspectos, para além de conferirem uma maior funcionalidade para a realização autónoma das actividades da vida diária e profissionais, têm igualmente um papel preponderante na diminuição do risco de quedas e consequentemente de fracturas, que são hoje consideradas um problema grave de saúde pública pelo seu forte impacto sócio-económico (Kirke et al., 2002; Faustino, 2002; Silva, 1990).

Assim, dado o carácter crónico e progressivo da OA da anca, estas medidas devem ser aplicadas durante anos, de modo a tentar minimizar as crises agudas de repetição e as consequências invalidantes desta doença, permitindo assim estabilizar a patologia, retardando e/ou evitando a cirurgia (Turek, 1991). Queirós (2002) refere também a utilização da manipulação genética, técnica utilizada na introdução de substâncias na cartilagem danificada, capazes de estimular a sua reparação.

Finalmente, a cirurgia deve ser cogitada em pacientes que não responderam

ao tratamento conservador (analgésicos, anti-inflamatórios, fisioterapia) naqueles que desenvolvem deformidades fixas ou apresentam perda de função articular ou definitivamente não são candidatos a procedimentos menos agressivos (Queirós, 2002; Turek, 1991).

Com o aumento da esperança média de vida e os avanços na área da medicina e da biomecânica, a colocação da Prótese Total da Anca nas situações avançadas da OA é a intervenção cirúrgica de eleição (Wright e Young, 1997). Está considerada, a terapêutica de última linha para reparar disfunções desta articulação, com a finalidade de aliviar a dor, promover a mobilidade e estabilidade e tornar a estrutura articular o mais anatómica e funcional possível (Almeida et al., 1995).

2.6.6.3 Alterações da marcha nos artrósicos

As alterações na biomecânica da marcha no artrósico são notáveis após o aparecimento dos primeiros sintomas. Ocorre redução na velocidade da marcha, da flexão da anca e da extensão completa, todas influenciadas por uma redução da força sobre o solo no contacto do calcanhar e na fase de médio apoio (Cailliet, 2001).

A marcha claudicante, ou de *Trendelenburg*, é permanente em função da deformidade associada. Ocorre na presença de dor associada à assimetria e instabilidade mecânica da cintura pélvica, assim como ao encurtamento aparente de um dos membros inferiores. Estas alterações devem-se em parte à tentativa antálgica de limitar a passagem de carga para o membro lesado, recorrente da deformidade da articulação desenvolvida em adução e flexão, da atrofia dos músculos abdutores da anca lesada (médio e pequeno glúteo), músculos estabilizadores solicitados para controlo da pélve quando a anca está em extensão, durante a marcha e a corrida (Massada, 2001; Serra, 2001; Hamill, 1999).

À medida que o processo degenerativo evolui, a dor ao deambular vai-se

tornando gradativamente na principal queixa. Caminhar em superfícies irregulares, subir e descer escadas é particularmente penoso. Para reduzir a pressão e a dor o paciente faz inclinação do tronco para o lado afectado, ocorre uma claudicação protectora, tornando-se esta permanente pela incapacidade dos músculos abdutores em sustentarem a cintura pélvica, e imprimindo défices compensatórios na marcha (Turek, 1991).

A independência a nível da locomoção fica comprometida, sendo os apoios de marcha (canadiana e bengala) uma grande valia na diminuição da incapacidade motora dos pacientes, os quais deverão ser usados no membro superior oposto à articulação afectada (Snider, 2000). Segundo Serra (2001), verifica-se uma melhoria da postura dinâmica da marcha e diminuição da dor, impedindo o agravamento da patologia. Evitam-se ainda complicações futuras a nível da coluna vertebral, embora todas estas adaptações não alterem o progresso da doença.

2.7 Artroplastia da anca

Ao longo das últimas duas décadas, devido ao aprimoramento técnico e biomecânico, a prótese total da anca é o tipo de cirurgia que tem tido a máxima preferência para resolver os problemas que afectam o normal funcionamento da articulação da anca, causados essencialmente pela osteoartrose nos estágios avançados da doença (Santos e Alibadi, 2006; Ramos e Simões, 2004). Devido ao envelhecimento da população e aos avanços da medicina, passou a estar entre os actos cirúrgicos mais realizados e de elevado sucesso, resultando num elevado número de intervenções. Tem sido largamente utilizada na artrose da anca, nomeadamente na reparação de deficiências da articulação, na fractura do fémur e doenças afins; mostrando-se eficaz no alívio da dor, na redução da disfunção e na recuperação da função articular.

A nível da articulação da anca, o desenvolvimento de implantes artificiais (próteses totais) na área da cirurgia ortopédica tem sido objecto de estudos

aprofundados. Tem-se verificado um crescimento significativo no número total de PTA realizadas. Levy (1985) estimou que trezentas mil a quatrocentas mil PTA foram realizadas em todo o mundo no ano 1985 (Zimmerman, 2002), enquanto Havelin et al. (1994) referem que anualmente se realizam cerca de oitocentas mil PTA. Estima-se que em Portugal nos últimos vinte anos foram realizados alguns milhares de PTA (Serra, 2001).

Com o impacto socio-económico negativo da osteoartrose da anca, aliado à procura duma crescente qualidade de vida dos pacientes prevê-se que o número de próteses aplicadas continue progressivamente a aumentar (Almeida et al., 1995; Brander, 1994; Zimmerman, 2002).

A nível mundial, pesquisas contínuas durante anos têm sido efectuadas, sendo essencialmente abordadas questões relativas aos materiais utilizados (Zimmerman, 2002; Charnley, 1970a). Um passo importante no desempenho da artroplastia deve-se ao surgir de novos tipos de próteses, desenvolvidas com base na prótese de Charnley, introduzindo modificações na geometria da haste fémural, no diâmetro da cabeça fémural e no componente acetabular. Estas modificações têm vindo a dificultar as comparações entre os dois tipos de fixação, cimentada e não cimentada (Zimmerman, 2002).

As primeiras tentativas das técnicas de substituição artroplásticas para a articulação da anca reportam-se ao século passado, finais dos anos 30, com o aparecimento das endopróteses utilizadas na reconstrução da parte superior do fémur (Morrey, 1991). Posteriormente, John Charnley nos seus trabalhos iniciais, desenvolveu conceitos fundamentais de biomecânica, técnica cirúrgica, modelo de implante, materiais e métodos de fixação da prótese da anca.

Charnley foi o primeiro investigador a realizar a substituição da articulação natural da anca com êxito. Considerado o pioneiro na fixação das componentes acetabulares e fémurais ao osso com o cimento acrílico (MMA), desenvolveu a primeira prótese com o seu nome, constituindo de facto um grande avanço para a cirurgia ortopédica (Charnley, 1960).

A grande vantagem que apresentava a prótese de Charnley devia-se ao contributo das características elásticas do cimento (MMA), que por conseguinte evitava a ocorrência de movimentos significativos na interface osso-implante e o descolamento do implante, contribuindo deste modo para o sucesso da fixação (Charnley, 1970a; 1970b; 1982).

Por outro lado surge a falsa “doença do cimento”. O efeito colateral do cimento era apontado como um aspecto negativo, principal responsável da osteólise peri-protésica. Ocorria a descelagem dos componentes da prótese e observava-se a fragmentação do cimento aquando da realização das intervenções de revisão (Willert et al., 1990; Jones e Hungerfordm, 1987). A “doença do cimento” ao soltar os componentes da prótese conduzia à sua luxação, e devido à sua toxicidade, à reacção exotérmica com o osso adjacente e à sua contracção (Simões, 1998).

2.8 Materiais utilizados na PTA

O recurso à utilização de biomateriais para reparação do corpo humano, remonta há muitos séculos atrás (Dandy, 2000; Rockood et al., 1993). De acordo com estes autores, os materiais devem ser dimensionados de modo a poderem receber toda a carga que envolve o movimento humano, com toda a sua complexidade. O principal objectivo do uso de biomateriais (substâncias naturais ou sintéticas, que são toleradas de forma transitória ou permanente pelos diversos tecidos), é a restauração de funções dos tecidos e órgãos do corpo humano.

O desempenho dos biomateriais implantados no corpo humano depende de três factores: biofuncionalidade, biocompatibilidade e degradação. Assim, devem ter capacidade para suportar cargas, ser elásticos, resistentes à corrosão e as suas superfícies devem apresentar baixa fricção. A biofuncionalidade caracteriza-se por o biomaterial possuir propriedades mecânicas adequadas à função a cumprir, durante o período desejado, longo

para implantes permanentes e curto no caso de serem temporários. Quanto à biocompatibilidade, o material implantado deve ter um desempenho satisfatório no contacto com os tecidos e não causar disfunções no organismo ao longo do tempo (Turek, 1991).

Actualmente são utilizados no fabrico das próteses da anca materiais com propriedades mecânicas, químicas e electroquímicas muito diferentes, nomeadamente metais, polímeros e cerâmicas. Nos metais destacam-se a utilização do aço inoxidável, as ligas de crómio-cobalto e as de titânio. De referir que uma das propriedades dos metais é a sua resistência à compressão, fractura, tracção e à fadiga, necessárias para suportar as forças a que a haste fémural se encontra submetida. Apesar de apresentarem suficiente dureza e serem materiais dúcteis, possuem uma elevada rigidez, muito superior à rigidez do osso, responsável pelo efeito de “stress-shielding” (Turek, 1991). Este efeito provoca o desaparecimento de tecido ósseo, geralmente na região calcar do fémur (área de contacto entre a haste e o tecido ósseo na região proximal do fémur) impedindo a ósseointegração desejada entre o osso e o implante, denotando desta forma, a ausência de fixação do componente fémural (Simões, 1998). Aristide et al. (1999), num estudo com uma duração média de cinco anos e dois meses, referem taxas de 100% de stress-shielding, bem como Turíbio et al. (1996), que afirmaram que após 36 meses da cirurgia com PTA, todos os casos estudados apresentavam algum grau de reabsorção óssea proximal.

A reabsorção continua a ser um problema para os ortopedistas, dado tratar-se de uma situação iatrogénica (erros na técnica cirúrgica) ainda difícil de resolver e cuja solução está longe de ser considerada de forma unânime.

Nos últimos anos, nas mais diversas cirurgias, tem sido muito utilizado o titânio nas próteses não-cimentadas, um metal que apresenta características muito próximas da elasticidade do osso (Serra, 2001).

Novas linhas de investigação, estão a revolucionar a cirurgia ortopédica na tentativa de uma evolução dos processos biológicos de reparação tecidular, de

forma a poder estimulá-los e optimizá-los, ou então a obtenção germinal de produtos de substituição para a cartilagem degenerada (Serra, 2001).

2.9 Procedimento operatório

A reparação da articulação da anca tem por finalidade a substituição total da articulação original degenerada por uma artificial (PTA) com o objectivo de corrigir deformidades e estabelecer o normal funcionamento da articulação. Requer uma grande exposição cirúrgica por forma a facilitar o completo acesso à cavidade acetabular e ao terço proximal do fémur. O procedimento operatório consiste na substituição da superfície articular do acetábulo e da cabeça fémural por materiais artificiais.

Os resíduos de cartilagem e o osso subcondral esclerosado do acetábulo são removidos para ser colocado a cúpula acetabular semi-esférica côncava que fica fixa na cavidade acetabular original, cavidade cartilaginosa do osso da bacia onde se articula a cabeça do fémur (Folgado et al., 2005; Serra, 2001; Turek, 1991). O componente fémural é constituído na parte superior por uma esfera de aproximadamente 22 mm, continuado por uma haste que é inserida no canal medular em contacto com o tecido ósseo cortical medial e lateral do fémur; esta esfera substitui a cabeça original do fémur (Boschin et al., 2003).

2.9.1 Tipos de abordagem cirúrgica

Um dos aspectos a considerar na colocação da PTA é a técnica cirúrgica utilizada na sua fixação. A intervenção pode ser executada de vários modos e abordagens. As diferentes abordagens cirúrgicas apresentam vantagens e desvantagens, pelo que um conhecimento global destas permite a escolha mais adequada para cada situação. As duas incisões cirúrgicas mais utilizadas na colocação da PTA são a abordagem antero-lateral (A-L), realizada no intervalo entre o músculo tensor da fáscia-lata e o médio e o pequeno glúteo

(Fayard et al., 2006; Parvizi et al., 2006). Na abordagem pósterio-lateral (P-L), ou de Watson-Jones (Figura 17) são separadas longitudinalmente as fibras musculares do médio glúteo anterior e do grande glúteo posterior (Madsen et al., 2004; Serra, 2001; Turek, 1991; Tronzo, 1973). No que concerne às cirurgias de revisão, por norma é realizada a abordagem transfemoral de Wagner.

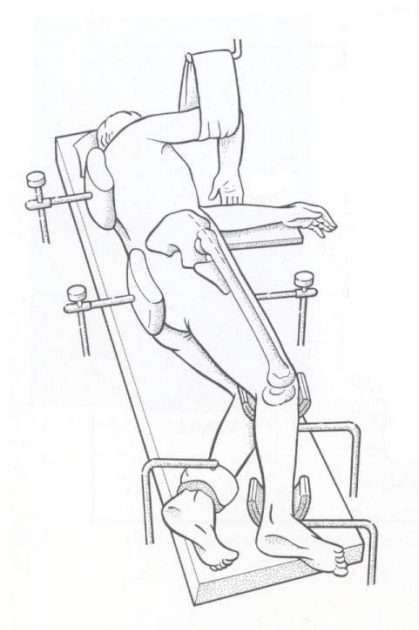


Figura 17: Posicionamento do paciente na abordagem pósterio-lateral (Tonino et al., 1995).

Actualmente, ainda há grandes controvérsias sobre a melhor abordagem cirúrgica na artroplastia da anca. Em 50% dos casos, verifica-se uma abordagem posterior, contudo tem vindo a aumentar a utilização de técnicas de abordagem lateral e antero-lateral (Fayard et al., 2006; Parvizi et al., 2006; Ramos e Simões, 2004).

2.9.2 Factores de selecção das próteses

No que respeita à selecção do tipo de implante a utilizar na intervenção cirúrgica da anca, devem-se ter em consideração os aspectos biomecânicos da

articulação, tendo sempre presente que a artroplastia vai afectar significativamente as tensões na superfície acetabular e fémural. Uma das formas de minimizar estes aspectos é actuar sobre a geometria da haste, embora esta esteja condicionada pela anatomia do fémur. Uma das grandes questões que se colocam actualmente é saber que metodologias devem ser aplicadas a cada indivíduo (Simões et al., 2000).

2.10 Prótese total da anca não-cimentada

Segundo Relvas e Simões (2005), as vantagens e desvantagens entre próteses da anca cimentadas e não-cimentadas (*press-fit*) é na actualidade um assunto controverso. Todavia parece ser mais ou menos aceite a aplicação de próteses cimentadas nas pessoas mais idosas (acima dos 65 anos), nas menos activas e nas que têm ossos frágeis (caso da osteoporose), embora actualmente também já se realizem nestes indivíduos as não cimentadas. Pelo contrário, as próteses não-cimentadas são indicadas para pessoas mais jovens, fisicamente activas, já que se prevê uma cirurgia de revisão (Relvas e Simões, 2005).

De um modo geral pode dizer-se que a evolução da PTA não cimentada se deveu, em parte aos problemas que foram surgindo ano após ano na artroplastia da anca cimentada, imputados ao cimento. A artroplastia da anca não-cimentada é em termos conceptuais, a mais adequada na restauração funcional da articulação artrósica (Figura 18).

Na década de 80 foram desenvolvidas as primeiras próteses não cimentadas alcançando alto grau de evolução, o que permitiu resolver os problemas de descagem das próteses, comum nas próteses cimentadas (Boschin et al., 2003; Zimmerman, 2002). As próteses não cimentadas, são actualmente constituídas por acetábulo autofixante e haste metálica com diferentes tipos de textura (revestimentos bioactivos, superfícies rugosas e polidas) para favorecer a incrustação óssea. Nos tipos de prótese total não-cimentada estão incluídas

próteses com superfícies porosas (*press-fit*), e as próteses revestidas com capas de cerâmicas bioactivas, por exemplo a hidroxiapatite (HA), substância osteogénica que facilita a união osso-prótese, e que favorecem o mecanismo de ancoragem da prótese aos tecidos ósseos (Fayard et al., 2006; Relvas e Simões 2005; Epinette et al., 2003; Zimmerman, 2002).



Figura 18: Radiografia da Prótese Total da Anca não-cimentada tipo Cedior®, Zimmer (gentilmente cedida por Dr. Vilaça).

Os revestimentos bioactivos constituíram um passo importante no desenvolvimento da PTA não-cimentada, ao melhorarem significativamente a interface osso-implante (Lemons, 1994). A HA é uma cerâmica bioactiva, considerada um mineral que forma um dos principais constituintes do osso. Tem propriedades osteocondutivas capazes de produzir novo crescimento ósseo. Actualmente é usada no revestimento dos componentes acetabulares e hastes (Fayard et al., 2006; Zimmerman, 2002).

Na PTA não-cimentada, o cimento não é utilizado na fixação dos componentes acetabular e fémural. O componente fémural usualmente é revestido para se promover a ligação biológica entre o osso e a haste, isto é, a estabilização é realizada por substâncias produzidas no próprio osso ao longo dos anos,

verificando-se fenómenos de ósseointegração – integração do tecido ósseo com a superfície da haste (Folgado et al., 2005; Engh et al., 1992; Branemark et al., 1979). Contudo, é reportado na literatura que podem ocorrer situações adversas que inibem a ligação biológica, como sendo o deslocamento relativo da interface. Caso estes deslocamentos sejam “elevados” a estabilidade da prótese fica comprometida (Jasty et al., 1997).

Um factor importante a ter em conta é a remodelação óssea que ocorre após colocação de uma PTA, uma vez que uma reabsorção excessiva de osso pode estar na origem de fracturas ou de um deficiente suporte mecânico do implante, conduzindo a eventuais falências e, como consequência, dificuldades acrescidas nas cirurgias de revisão. Na origem desta reabsorção pode estar a solicitação mecânica a que o osso remanescente fica exposto com a introdução do implante. As superfícies macro e micro porosas devem estar limitadas às porções proximais da haste femural, de modo a que a transferência da carga proximal restabeleça um padrão de forças o mais normal possível no fémur. Tal facto permite que sejam melhoradas as fixações a longo prazo, e consequentemente uma maior longevidade da prótese e redução da complexidade das cirurgias de revisão (Folgado et al., 2005).

A Figura 19 mostra os componentes acetabular e femural de uma PTA não-cimentada revestida a HA. Embora reconhecido como sendo um material frágil (apresenta fraca resistência à fractura), com elevada dureza e resistência à compressão, e com uma pequena resistência à tracção, a HA produz uma excelente bioactividade (Folgado et al., 2005).

De acordo com Serra (2001), o real interesse que estas próteses possuem em relação às cimentadas são: i) próteses de mais fácil aplicação; ii) nos modelos mais recentes, o material metálico poroso (com ou sem hidroxiapatite) distribuído em anel nos seus extremos estimula a rápida integração osso-prótese, o que impedirá a migração das partículas para a interface. Na PTA não-cimentada é de máxima importância promover eficazmente a integração osso-prótese nas margens do acetábulo e do colo do fémur, locais específicos de acesso à interface protésica.

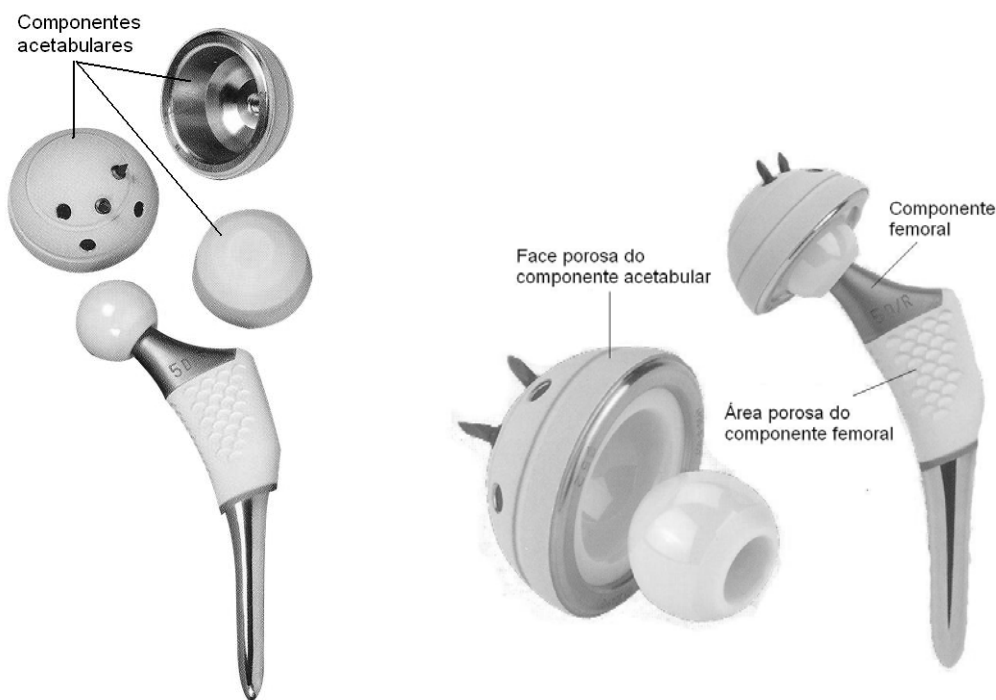


Figura 19: Prótese total da anca não-cimentada e componentes (cúpula e haste revestidas a Hidroxiapatite); modelo ABGII HA (Tonino et al., 1995).

De referir que o sucesso da PTA não-cimentada depende da estabilidade inicial do componente fémural, entendida como a área de contacto entre o canal do fémur e a haste, uma vez que essa estabilidade é essencial para a fixação biológica da haste através do crescimento ósseo por entre o revestimento poroso (Ruben et al., 2005). Estudos actuais referem que quanto maior for a área de contacto (osso-haste fémural) maior será a estabilidade a longo prazo e serão minimizadas as elevadas tensões (Relvas e Simões, 2005; Simões, 1998).

Embora se consiga uma boa estabilidade inicial do implante no acto cirúrgico que promova a ósseo-integração, uma transferência de carga adversa e as tensões de contacto e deslocamentos excessivos, impedem fortemente este fenómeno inibindo o crescimento ósseo na região calcar do fémur. Tal, dá origem à formação de um tecido fibroso que provoca uma indesejada absorção óssea e consequentemente descelagem da componente fémural (Fernandes et al., 2005; Ruben et al., 2005). Segundo Zimmerman (2002) a firme fixação da

prótese no osso é factor essencial para uma articulação sem dor.

Ruben et al. (2005), referem que a geometria da haste é um parâmetro de grande relevância na estabilidade inicial da PTA. Nesse sentido desenvolveram um modelo tridimensional de optimização geométrica para as PTA não-cimentadas, com o objectivo de minimizar o deslocamento tangencial relativo e a tensão normal de contacto na interface osso-prótese.

Contudo, os problemas mais frequentes na cirurgia da anca, responsáveis pelo insucesso da artroplastia, estão fortemente associados ao tipo de implante, aos materiais, à geometria e à fixação deficiente do implante, assumindo particular relevo na PTA não cimentada (Vieira et al., 2005). No caso da colocação de PTA revestida onde não ocorra a ósseointegração, os espaços vazios entre o implante e o osso dão origem a micromovimentos na interface susceptíveis de iniciarem o mecanismo de luxação da PTA. Esta situação de insucesso verifica-se particularmente com as próteses não cimentadas *press-fit*.

Ensaio realizados no início deste século, nomeadamente o desenvolvimento de modelos computacionais (Folgado et al., 2005), da geometria da haste fémural (Ruben et al., 2005) e a descoberta de novos materiais protéticos da PTA, têm permitido grande incremento no estudo dos mecanismos inerentes à estabilidade e fixação das próteses não-cimentadas

Deve ressaltar-se, que a cirurgia da PTA só é permitida se os tecidos ósseos reunirem condições para tal.

2.10.1 A prótese total da anca não-cimentada Spotorno

A PTA não-cimentada *Spotorno* (Figura 20), fabricada em Titânio Alloy Protasul 100 e com cobertura de hidroxiapatite, é uma das mais renomadas próteses não-cimentadas. Projectada por Spotorno, foi lançada no mercado internacional em 1985, mas implantada pela primeira vez em 1983. Este tipo de prótese está idealmente indicado para pessoas jovens e com boa qualidade óssea. Foi

amplamente difundida na tentativa de aumentar a durabilidade e a estabilidade dos componentes, evitando a destruição óssea verificada em alguns casos de PTA cimentada. Em razão da natureza altamente osteofílica do titânio presente neste tipo de prótese é obtida uma segura fixação do implante com o osso. A prótese femural Spotorno está disponível em vários tamanhos. Os excelentes resultados obtidos em mais de dez anos de cirurgias com este implante consagram o conceito biomecânico desta prótese (Renaltec, 2006).



Figura 20: Prótese total da anca não-cimentada *Spotorno* (Renaltec, 2006).

2.10.2 Prótese total da anca anatomicamente adaptada

A PTA anatomicamente adaptada é outro tipo de prótese não-cimentada que foi recentemente desenvolvida. São próteses cuja geometria favorece o contacto, na sua quase totalidade, com o canal medular do fémur.

Para possibilitar um contacto mais efectivo entre a prótese e o canal fémural pode recorrer-se à tomografia axial computadorizada (TAC), o que permite obter a superfície do canal do fémur e com base nesta conceber e construir a PTA. A pré-forma da componente fémural da prótese também pode ser definida a partir de radiografias (nos aspectos medial-lateral e anterior-posterior). A metodologia

de fabrico de próteses da anca por medida tem como objectivo a obtenção da geometria do canal *in situ* do fémur (Relvas e Simões, 2005).

Este tipo de prótese permite a transferência de tensões para o osso de forma equilibrada e “harmoniosa”, de modo a que esta se adapte convenientemente. O processo tem sido utilizado no fabrico dos implantes da PTA não-cimentada designados de “personalizados”.

2.10.3 Factores que influenciam o insucesso da artroplastia da anca

Nem todas as cirurgias da PTA têm sucesso. Várias complicações imediatas à cirurgia e a longo prazo podem comprometer a técnica cirúrgica. A infecção pós-PTA primária é desastrosa, podendo ocorrer numa percentagem que varia entre 1 e 5% dos casos. Houve uma evolução positiva, dos 9% nos finais da década de 70 passou-se para cerca de 1% actualmente. No entanto continua a representar uma das complicações mais temidas e catastróficas em cirurgia ortopédica, com a agravante do crescente número de PTA de revisão infectadas, subsequentemente à sua crescente aplicação actual (Ammon e Stockley, 2004; Calhoun e Mader, 2003).

Há evidências de que o tipo de material que constitui o implante e o seu revestimento podem influenciar a facilidade com que se propaga a infecção (Balacó et al., 2004). Cordero et al. (1996), concluíram que as PTA com superfícies de cromo-cobalto estão mais sujeitas à infecção do que as de titânio. De forma idêntica, observaram que as superfícies porosas tinham maior propensão para a infecção que as superfícies polidas.

As infecções consideradas superficiais e supra-apronevróticas surgem prematuramente, ao passo que as infecções profundas ou sub-apronevróticas surgem por norma mais tardiamente. As infecções pós-cirúrgicas da PTA são dolorosas e limitantes, obrigando por vezes à revisão da cirurgia com extracção dos componentes protésicos e do cimento, o que nas situações mais graves pode ocasionar a morte. A diabetes, infecção do trato urinário, idade avançada,

alcoolismo, tempo cirúrgico prolongado, formação de hematomas e sua fraca drenagem no pós-operatório, são factores predisponentes que contribuem para o aumento de infecção, devendo ser tomados em consideração e evitados (Turek, 1991).

A função a longo prazo do implante pode ser igualmente limitada por vários factores incluindo a incapacidade do material protésico para suportar tensões cíclicas prolongadas, incompatibilidade destes materiais e suas partículas de desgaste, corrosão e degradação no meio ambiente interno.

Embora a artroplastia total da anca seja geralmente considerada como segura, uma pequena mortalidade associada a este procedimento tem sido referida (Parvizi et al., 2006). Estudos prévios têm identificado alguns factores de risco associados: idade avançada, histórico de doenças cardio-respiratórias, enfarte de miocárdio, embolia pulmonar e pneumonias (Parvizi et al., 2006; Parvizi et al., 2001).

2.11 Resultados obtidos com a PTA

Os resultados obtidos durante 5 anos de acompanhamento, a indivíduos com próteses totais não cimentadas utilizando o método biológico de fixação pelo crescimento ósseo na superfície porosa da prótese, foram encorajadores. Têm-se defendido as vantagens da PTA não-cimentada, descrevendo resultados bastante satisfatórios a curto prazo, com diferentes modelos de implantes (Engh, 1983; Callaghan et al., 1988). Estudos recentes de Garcia-Cimbrelo et al. (2003) relatam índices de 86% de pacientes sem dor após PTA não-cimentada primária. Num estudo de Picado et al. (2005), os resultados obtidos mencionam que pacientes com PTA referem a dor como sintoma nos primeiros passos em 58% dos casos, com o componente acetabular solto tipo CO-10.

A PTA veio alterar definitivamente o prognóstico desta patologia osteoarticular primária ou secundária, sobretudo no alívio da dor, readquirir das amplitudes articulares, melhoria da biomecânica da marcha em qualidade e estabilidade, e

concomitantemente uma melhoria apreciável na capacidade funcional dos pacientes, e em grau menor na recuperação da mobilidade articular (Serra, 2001; Perron et al., 2000; Almeida et al., 1995; Optiz, 1994; Petty, 1991). Na opinião de Optiz (1994), a cirurgia traz benefícios na prevenção e melhoria dos efeitos dolorosos secundários em articulações adjacentes com vista à realização das actividades quotidianas e a uma vida autónoma.

São vários os estudos que referem resultados “bons/excelentes” em cerca de 90% dos indivíduos submetidos à colocação de uma prótese, independentemente da idade ou do nível de incapacidade pré-operatória (Serra, 2001; Almeida et al., 1995, Brander 1994). Os benefícios da prótese total da anca traduzem-se assim numa melhoria da funcionalidade da marcha, melhoria na capacidade de subir e descer escadas, e na possibilidade de retomar a actividade profissional (Nilsson et al., 1994).

De referir que a sustentação de peso é restrita no pós-operatório, existindo uma incidência mais baixa de descelagem futura e menos necessidade de revisões da artroplastia. A PTA deve ser perspectivada somente nos estágios avançados da doença e nos idosos, tendo em vista a durabilidade da prótese. De um modo geral os métodos utilizados neste procedimento reconstrutivo têm sido bem sucedidos preterindo outras soluções cirúrgicas, tal como a artrodese da anca (Queirós, 2002; Serra, 2001; Snider, 2000).

Trabalhos desenvolvidos nesta área confirmam ser esta solução cirúrgica a única possibilidade de substituição das superfícies articulares e de restabelecimento da forma/morfologia e mecânica (biomecânica) da articulação da anca. Os resultados devem-se em parte aos avanços substanciais ocorridos nos últimos 10 anos, melhores condições operatórias e aprimoramento da técnica cirúrgica (Serra, 2001; Almeida et al., 1995).

Foi neste contexto que surgiram as próteses totais da anca não-cimentadas como solução para a osteólise peri-prostética e resolução do problema da fixação, virando-se as atenções sobretudo para o estudo da rigidez dos materiais que estavam em parte na origem dos mecanismos de falência

protésica. É importante salientar que esta tecnologia é muito mais dispendiosa que a dos modelos equivalentes à prótese de Charnley, sendo que o custo das novas próteses chega a triplicar, e em alguns modelos atinge valores cinco vezes maiores em relação às próteses cimentadas.

A actualização dos conceitos e das bases teóricas, o desenvolvimento de implantes artificiais e das técnicas da fixação das próteses totais da anca, conduz a melhorias da saúde dos pacientes, a curto e a longo prazo. Nomeadamente, minimização das complicações pós operatórias e maximização da função e da viabilidade dos implantes. O elevado sucesso da artroplastia total da anca, resulta num elevado número de intervenções efectuadas, devolvendo o bem-estar a pacientes que sofrem de doenças osteoarticulares desta articulação (Folgado et al., 2005).

Estudos sobre a cirurgia da PTA mostraram que a opinião dos pacientes foi satisfatória, nomeadamente no alívio da dor resultante da melhor função física adquirida e melhoria no padrão de marcha seis meses após a intervenção (Mahomed et al., 2002; Kawamura et al., 2001).

Foram obtidos resultados satisfatórios no desempenho da marcha num grupo de pacientes submetidos à realização de PTA não-cimentada primária com implante fémural modelo AML (Anatomic Medulary Locking, De Puy®, EUA), utilizando liga de cromo cobalto de alta resistência e três componentes acetabulares diferentes, através de abordagem póstero lateral (Boschin et al., 2003).

Segundo Serra (2001), esperava-se que no fim da década 70, os problemas da prótese da anca, estivessem resolvidos e esta pudesse ser aplicada até em crianças. Contudo, decorridos que foram 30 anos, tal ainda não foi atingido. Actualmente as indicações são muito mais prudentes que no início. Mesmo assim, a prótese total da anca continua a ser a substituição protésica articular total que melhores resultados apresenta.

É importante salientar que apesar dos benefícios que a cirurgia proporciona

(alívio da dor e melhoria da mobilidade) o paciente deverá evitar desportos de impacto e actividades que sobrecarreguem a prótese, pois o sucesso da cirurgia e a duração da vida útil da prótese dependem muito dos cuidados pós operatórios. Por último, o paciente deve estar psicologicamente preparado para ser um participante activo no programa de reabilitação pós-operatório, ou o resultado poderá ficar aquém do esperado.

As mudanças ocorridas no século passado e no presente referem-se a uma crescente melhoria na compreensão da anatomia e biomecânica da articulação da anca, análise das hastes fémurais com diferentes geometrias, com diferentes extensões do revestimento e escolha dos materiais no fabrico das próteses totais, por parte dos investigadores assim como, aspectos clínicos relacionados com as técnicas cirúrgicas.

3. Objectivos e Hipóteses

3. OBJECTIVOS E HIPÓTESES

3.1 Objectivos gerais

Como objectivo geral pretende-se avaliar os efeitos e as repercussões no ciclo de marcha, de indivíduos com prótese total da anca não-cimentada unilateral há mais de um ano.

3.2 Objectivos específicos

- Objectivo 1: Verificar se existem diferenças entre o grupo de controlo e o grupo membro íntegro (não operado), no ciclo de marcha durante a fase de apoio.
- Objectivo 2: Verificar se existem diferenças entre o grupo de controlo e o grupo membro com PTA, no ciclo de marcha durante a fase de apoio.
- Objectivo 3: Verificar se existem diferenças entre o grupo membro íntegro e o grupo membro com PTA, no ciclo de marcha durante a fase de apoio.
- Objectivo 4: Determinar as diferenças nos valores da variável integral de F_x , F_y e F_z para os grupos controlo, membro íntegro e membro com PTA.
- Objectivo 5: Determinar a existência de diferenças nas variáveis cinemáticas e dinâmicas do ciclo de marcha para os grupos controlo, membro íntegro e membro com PTA.
- Objectivo 6: Determinar os valores médio, máximo e mínimo das forças antero-posterior e médio-lateral para os grupos controlo, membro íntegro e membro com PTA

-
- Objectivo 7: Determinar os picos da força vertical para os grupos controlo, membro íntegro e membro com PTA
- Objectivo 8: Determinar o valor da pressão plantar máxima, mínima e média nas áreas do antepé, médio-pé, médio-pé e retro-pé, em cinco instantes principais ao longo do ciclo de marcha, para os grupos controlo, membro íntegro e membro com PTA.
- Objectivo 9: Determinar o valor dos ângulos articulares tronco/coxa, coxa/perna, perna/pé e pé/solo, em cinco instantes principais ao longo do ciclo de marcha para os grupos controlo, membro íntegro e membro com PTA.

3.3 Hipóteses

- Hipótese 1: Existem diferenças, no ciclo de marcha, entre os grupos de controlo e membro íntegro (não operado).
- Hipótese 2: Existem diferenças, no ciclo de marcha, entre os grupos de controlo e membro com PTA.
- Hipótese 3: Existem diferenças, no ciclo de marcha, entre os grupos membro íntegro (não operado) e membro com PTA.
- Hipótese 4: Existem diferenças nos valores da variável integral de F_x , F_y e F_z entre os grupos controlo/membro íntegro, controlo/membro com PTA e membro íntegro/membro com PTA
- Hipótese 5: Existem diferenças entre os valores médio, máximo e mínimo das forças antero-posterior e médio-lateral nos grupos controlo/membro íntegro, controlo/membro com PTA e membro íntegro/membro com PTA.

-
- Hipótese 6: Existem diferenças para os picos da força vertical entre os grupos controlo/membro íntegro, controlo/membro com PTA e membro íntegro/membro com PTA.
- Hipótese 7: Existem diferenças para as pressões plantares mínimas, máximas e médias no antepé, médio-pé interno, médio-pé externo e retro-pé, na fase de apoio ao longo do ciclo de marcha entre os grupos controlo/membro íntegro, controlo/membro com PTA e membro íntegro/membro com PTA.
- Hipótese 8: Existem diferenças para os ângulos articulares tronco/coxa, coxa/perna, perna/pé e pé/solo, nos cinco instantes principais entre os grupos controlo/membro íntegro, controlo/membro com PTA e membro íntegro/membro com PTA

4. Materiais e Métodos

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Tipo de estudo

Neste capítulo apresenta-se o quadro metodológico em que assenta o presente trabalho. É feita a caracterização da amostra e respectivos critérios de inclusão e de exclusão. São ainda apresentados os materiais, procedimentos utilizados, variáveis analisadas e as etapas referentes à análise estatística aplicada.

Esta pesquisa caracteriza-se como um estudo exploratório para avaliar os efeitos específicos e repercussões na biomecânica do ciclo da marcha numa população específica de indivíduos do sexo masculino com prótese total da anca não-cimentada unilateral há mais de um ano e assintomáticos.

4.2 População

Na elaboração do presente estudo participaram voluntariamente 18 indivíduos da área do Grande Porto 9 com prótese total da anca não-cimentada unilateral há mais de um ano e 9 indivíduos sem patologia que formam o grupo de controlo.

4.3 Amostra

Para a realização deste estudo foi recolhida uma amostra de conveniência no período de 1/1/05 a 30/3/05 constituída por 9 indivíduos do sexo masculino, com prótese total da anca não cimentada unilateral há mais de um ano e 9 indivíduos saudáveis do sexo masculino sem prótese da anca, com idades compreendidas entre os 55 e os 74 anos. No grupo com PTA, 5 indivíduos têm PTA no membro inferior direito e 4 indivíduos têm PTA no membro inferior esquerdo.

4.3.1 Critérios de selecção da amostra

A amostra para a realização desta pesquisa foi seleccionada de acordo com os critérios apresentados na Quadro 1. Os critérios considerados pertinentes para a inclusão e exclusão dos indivíduos no estudo foram determinados através de exame objectivo.

Quadro 1: Critérios de selecção da amostra.

Critérios de Inclusão	Critérios de Exclusão
Possuir PTA não-cimentada unilateral à mais de um ano	Possuir PTA bilateral
Marcha sem apoio externo	Apoios de marcha (canadiana, bengala)
Idade entre 55 e 75 anos	Associação de outra patologia que impossibilite o estudo
Sexo masculino	
Assintomáticos	

4.3.2 Caracterização da amostra

No presente estudo participaram 9 indivíduos do sexo masculino com Prótese Total da Anca (PTA) não-cimentada unilateral há mais de um ano. As suas idades variavam entre os 55 e os 74 anos, com uma média idade de 62,2 anos. A massa corporal apresentava um valor médio de 81.2 kg, correspondente a uma variação entre 53 e 98 kg. Quanto à estatura variava no intervalo 164 a 177 cm, apresentando uma média de 168.2 cm. O grupo de controlo, indivíduos normais era constituído por 9 indivíduos com idades compreendidas entre 50 e 67 anos, com uma média de 57.2 anos, massa corporal média de 79.0 kg, e altura média de 170.8 cm; sem patologia que inviabilizasse o estudo. De todos os participantes, 5 indivíduos apresentavam Prótese Total da Anca não cimentada unilateral direita e 4 indivíduos apresentavam Prótese Total da Anca não cimentada unilateral esquerda. No Quadro 2 são apresentados valores relativos à idade, peso e altura dos indivíduos participantes no presente estudo.

Quadro 2: Caracterização da amostra em termos de massa corporal, idade, altura, membro com PTA (MPTA), membro íntegro (MI) (todos do sexo masculino).

Indivíduo	Idade (anos)	Altura (cm)	Peso (kg)	MPTA	MI
ADM	65	167	53	D	E
ASF	65	167	78	D	E
EPS	74	165	98	E	D
FMD	54	177	94	D	E
FPN	69	172	86	D	E
HGL	56	166	79	E	D
JG	56	168	59	E	D
JMB	65	164	90	D	E
JQ	56	168	94	E	D
Média	62.2±7.0	168.2±4.0	81.2±15.9		
AFP	66	165	72	-	-
AFS	56	165	78	-	-
ALM	67	172	100	-	-
ATL	60	170	52	-	-
FFL	51	173	95	-	-
FS	55	177	79	-	-
LGL	50	174	76	-	-
LST	55	173	80	-	-
O	55	168	79	-	-
Média	57.2±6.0	170.8±4.1	79.0±13.6	-	-

4.4 Procedimentos metodológicos do protocolo experimental

A metodologia desenvolvida neste estudo foi baseada em protocolos anteriormente apresentados (Kenozek et al., 1996; Bryant et al., 2000; Wit et al., 2000; Kaufman et al., 2001; Luger et al., 2001) na qual foram definidas várias etapas para a interpretação e análise das variáveis seleccionadas no presente trabalho:

- Entrevista para recolha de dados pessoais da amostra;

- Análise cinética e cinemática da marcha.

Deste modo, as 4 etapas a seguir constam do protocolo experimental (Figura 21):

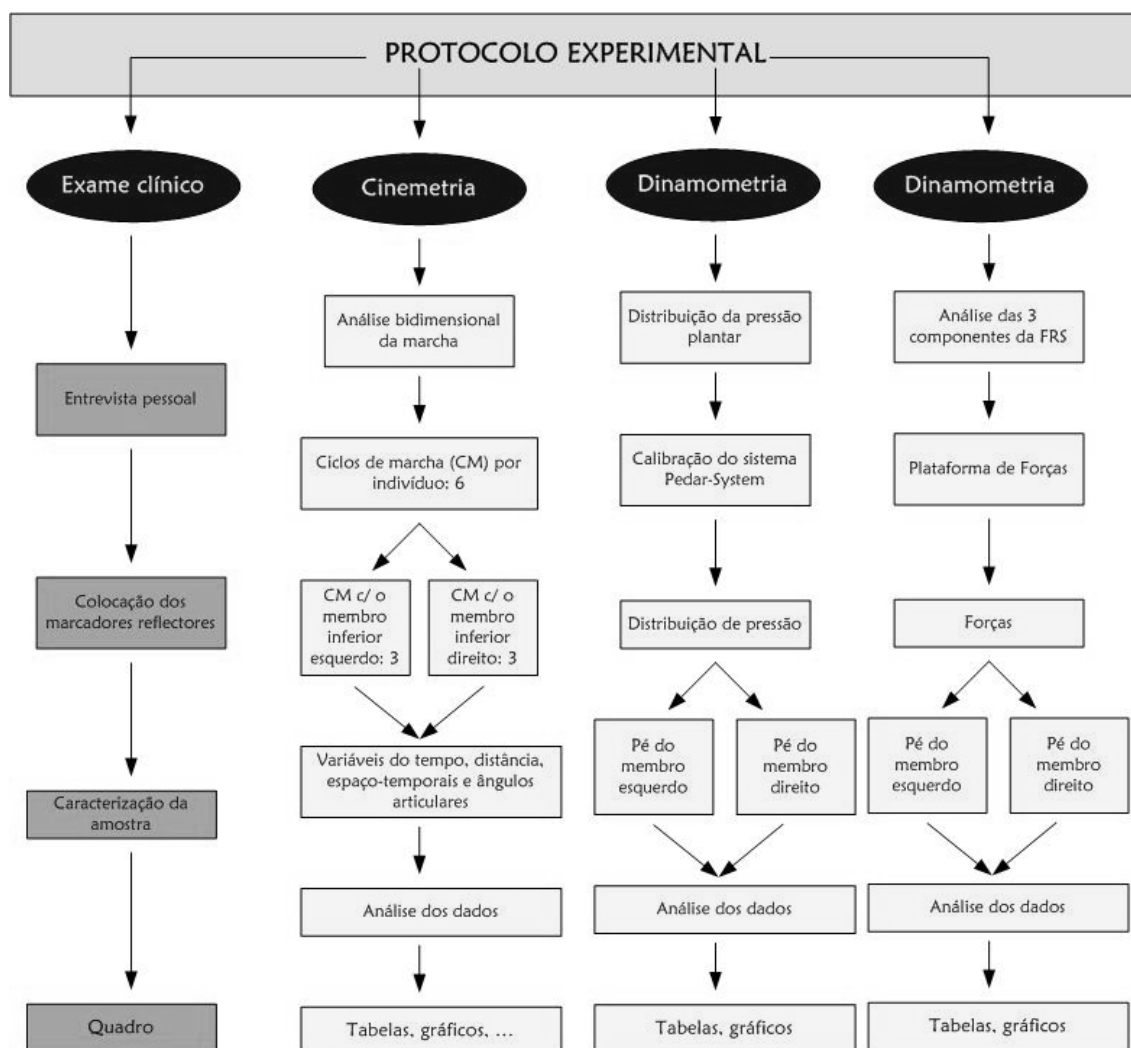


Figura 21: Etapas do protocolo experimental.

4.5 Procedimentos prévios

4.5.1 Procedimentos na preparação dos sujeitos da amostra

Os procedimentos definidos para a análise da marcha, nos indivíduos com prótese da anca e normais foram realizados no Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Desporto, da Universidade do Porto por duas pessoas, o investigador e um colaborador do Laboratório.

Os indivíduos com prótese total da anca e saudáveis foram contactados e convidados a participar nesta avaliação. Todos os participantes se encontravam assintomáticos nos dias de recolha dos dados, não possuindo nenhuma patologia que inviabilizasse o estudo.

Numa primeira etapa deste trabalho foi dada uma explicação sobre o estudo aos participantes. Foi entregue a cada um dos participantes um pedido de autorização (Anexo 1) onde estava descrito o tipo de estudo a efectuar no Laboratório de Biomecânica. Após ter sido assinado o Consentimento Livre Informado, seguiu-se o preenchimento de uma ficha de caracterização da amostra (Anexo 2), e a recolha dos dados antropométricos. O peso foi obtido por recurso à plataforma de forças e a altura por medição com uma fita métrica universal graduada em milímetros com os indivíduos descalços e encostados à parede.

Para se atingirem as melhores condições na recolha dos dados e obter uma adequada fiabilidade dos mesmos, realizaram-se os seguintes passos:

- i) Foram reduzidos possíveis factores que influenciassem a concentração das pessoas integrantes da amostra, no decurso da recolha de dados. Ausência de ruídos, condições de luminosidade uniformes e constantes.
- ii) Para a análise das variáveis cinemáticas, todos os indivíduos foram posteriormente preparados colocando-se os marcadores reflectores tendo como referência os pontos a digitalizar, de forma a que

posteriormente fosse possível a construção da figura de traços, imprescindível para se calcularem e analisarem as referidas variáveis. Tendo em conta que a Prótese Total da Anca irá trazer repercussões a nível dos membros inferiores foram assinalados 6 pontos de referência nas principais proeminências ósseas, bilateralmente, no tronco e membros inferiores:

- a) marcador 1: processo acromial;
- b) marcador 2: grande trocanter;
- c) marcador 3: côndilo externo do fémur;
- d) marcador 4: maléolo externo ou peronial;
- e) marcador 5: calcâneo;
- f) marcador 6: base do 5º metatarso.

iii) Teve-se o cuidado de deixar os pontos de referência a descoberto, com o objectivo de facilitar a visualização dos marcadores pelas câmaras de video e permitir posteriormente a marcação destes pontos na digitalização das imagens do ciclo de marcha, que se pretendiam analisar, reduzindo o erro inerente à digitalização. Estes marcadores tinham forma circular de aproximadamente 2cm de diâmetro. Os marcadores passivos reflectores têm duas vantagens: não necessitam de cabos eléctricos ou baterias colocadas no paciente e são de fácil aplicação. Utilizamos o modelo antropométrico de Zatsiorsky (1994), adaptado por De Leva (1996).

iv) No passo seguinte, com os pacientes sentados, foram colocadas as palmilhas transdutoras de pressão plantar directamente na superfície plantar dos pés, calçando seguidamente uma meia de musse fina para se manter a aderência total da palmilha ao pé. Esta condição teve como objectivo desprezar as diferenças

atribuídas ao calçado, uma vez que este exerce uma grande influência na distribuição da pressão plantar (Gonçalves e Kladvdianos, 1997; Amadio, 1996). Os cabos das palmilhas foram fixos com tiras de velcro ao nível dos tornozelos e na parte média das pernas, ligados a um sistema computadorizado que permitia a monitorização da distribuição plantar nos diversos segmentos plantares do pé durante a marcha. A caixa de aquisição do Pedar foi colocada nas costas do paciente, fixa à cintura.

4.5.2 Protocolo do teste de marcha

- i) Antes do início da recolha dos dados e após a adaptação do equipamento colocado foram dadas informações acerca dos procedimentos a efectuar. Seguidamente foi pedido a todos os participantes para caminharem no estrado, onde estava inserida a Plataforma de Forças, à velocidade normal, para se adaptarem ao tipo de solo e à instrumentação, olhando sempre em frente com o objectivo de os fazer andar o mais direitos possível, conseguindo abstrai-los da tarefa solicitada. Também foi dito aos pacientes que durante a prova apenas um pé podia ficar em contacto com a plataforma. Com este procedimento pretendeu-se que os indivíduos efectuassem as provas a velocidade normal e ficassem familiarizados com o equipamento aplicado e por outro lado, para nos certificarmos que as instruções dadas tinham sido compreendidas.
- ii) Depois de se verificar que os indivíduos efectuavam uma marcha natural, foi pedido para iniciar a recolha caminhando em linha recta durante todo o percurso. O percurso foi repetido por cada indivíduo da amostra, três vezes válidas com o apoio do pé esquerdo e três vezes válidas com o pé direito na Plataforma de Forças, tendo sido iniciada a prova com o pé direito. Com base nos estudos de

Lunden (1994) e Rosebaum (1997), decidiu-se realizar este número de repetições pelo facto de pretendemos diminuir a variabilidade inter-individual. Simultaneamente realizou-se a recolha dos dados para a análise cinética, cinemática e dinamométrica da marcha. Foram registadas seis tentativas no total, para os sujeitos operados e não operados.

4.5.3 Material e instrumentos utilizados

No presente estudo foram realizados dois estudos complementares (cinemetria e dinamometria). Na avaliação biomecânica utilizaram-se: uma plataforma de força – Bertec – dois computadores, um amplificador, um conversor analógico-digital – biopac – uma unidade de interface – UM 100 – duas câmaras de vídeo, um cubo metálico (referencial), dois tripés e um sistema de palmilhas transdutoras do sistema *Pedar*. Estiveram sincronizados todos estes procedimentos de medida, para análise da marcha e das respostas biomecânicas.

4.5.4 Procedimentos associados à colocação, sincronização e calibração das câmaras de vídeo.

Na recolha de imagens da marcha a 3D foram utilizadas duas câmaras de vídeo, a MotionScope – Redlake imaging 8000 e a JVC – Super VHS GR – SX1, colocadas no plano sagital e frontal da plataforma de forças a uma altura do solo de 100 cm suportadas por tripés Hanimax, HPT 30, operando a uma frequência de 50 Hz (50 frames por segundo).

A câmara de alta velocidade foi ligada directamente ao computador (PC). Através do programa Redlake MotionScope PCI Image Player foi regulada a função Shutler para 1/100 e o Recordrate a 50 Hz, foi possível captar, visualizar, e ao mesmo tempo gravar os ciclos de marcha efectuados por cada

um dos indivíduos.

Foi utilizado um cubo metálico (referencial), dispositivo para a calibração espacial, uma vez que havia necessidade de criar um sistema de coordenadas espaciais. O sistema de referência adoptado foi: X - corresponde à direcção médio-lateral, Y - corresponde à direcção Antero-posterior, e Z - corresponde à direcção vertical. Segundo o manual do Ariel Performance Analysis System (APAS), este referencial deve ter preferencialmente 1 m de largura por 2 m de altura e 1,5 m de comprimento, espaço necessário para análise de um ciclo de marcha em indivíduos com patologia (Figura 22).

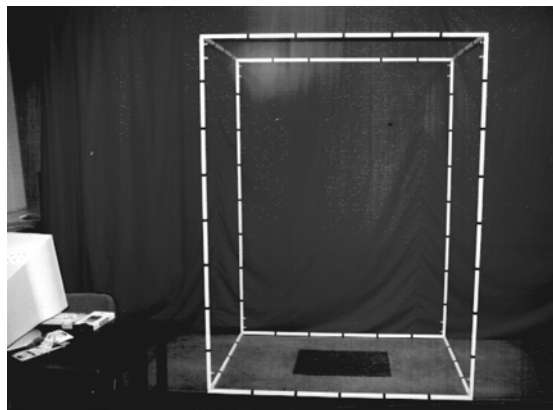


Figura 22: Plataforma de força e dispositivo de calibração (cubo metálico).

Seguidamente efectuou-se a calibração do sistema de vídeo, para corrigir possíveis erros associados às especificidades ópticas das câmaras de vídeo. Procedeu-se à focagem manual do espaço onde decorreu a prova a analisar, estando este espaço preenchido com o dispositivo de calibração, efectuando-se a filmagem do referencial durante alguns segundos. Após a calibração as câmaras mantiveram-se imóveis (Figura 23).

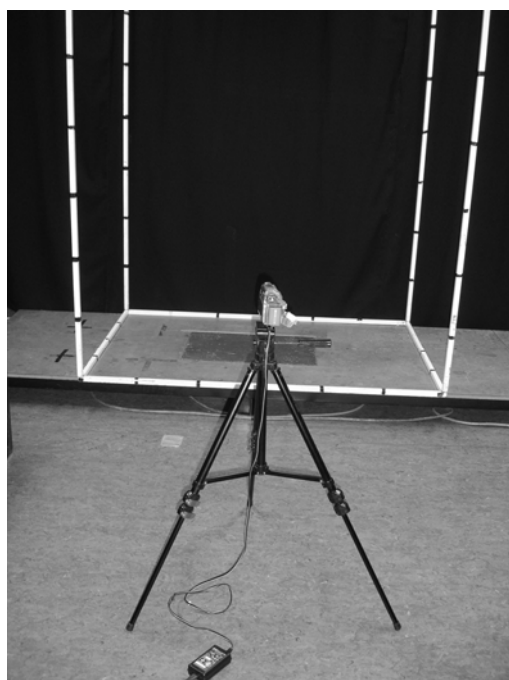


Figura 23: Dispositivo de calibração; estrado onde estava inserida a plataforma de força e câmara de vídeo.

A sincronização dos sistemas de imagem foi efectuada através da utilização de um dispositivo electrónico (interface de sincronização), e um Light Emitting Diode (Led) acoplado no campo visual da câmara de vídeo VHS, colocada no plano frontal muito próxima da objectiva, e fixo por fita adesiva, de modo a não interferir com o registo no momento da recolha da imagem. De cada vez que o sistema Biopac era activado, o Led acendia, marcando o início da recolha dos dados, sendo necessário accionar o sistema em cada ciclo de marcha.

4.6 Análise Cinemática

A análise cinemática estuda os movimentos dos diferentes segmentos dos membros nos três planos do espaço, abstraindo-se das forças responsáveis por esse movimento. A cinemática da marcha descreve a trajectória dos vários segmentos corporais, os ângulos e respectivas variações em função do tempo.

4.6.1. Análise dos parâmetros cinemáticos – estudo dos ângulos articulares

Os parâmetros cinemáticos estudados para a análise da marcha foram os ângulos articulares definidos entre os segmentos corporais, de acordo com os pontos de referência anatômicos para digitalizar em cada fotograma, bem como a ligação entre eles, denominada de ‘figura de traços’, no plano sagital (Quadro 3).

Os ângulos articulares definidos para este estudo foram os ângulos pé/solo, perna/pé, coxa/perna, e tronco/coxa; entre os segmentos corporais tronco, coxa, perna e pé. Assim, o movimento de flexão a nível da anca corresponde ao ângulo entre o tronco e a face anterior da anca; o de flexão do joelho, ao ângulo entre a face posterior da coxa e a face posterior da perna; a nível da tíbio-társica, o ângulo formado pela face ântero-inferior da perna e a face dorsal do pé; e o ângulo de flexão do pé, corresponde ao ângulo formado entre a face plantar do pé e o solo.

Quadro 3: Representação da figura de traços no plano sagital, pontos de referência anatômicos e respectivos segmentos corporais.

Pontos de referência anatômicos	Ponto	Segmentos corporais	Figura de traços
Processo acromial	1	A	
grande trocanter	2	B	
côndilo externo do fêmur	3	C	
maléolo externo ou peronial	4	D	
Calcâneo	5	E	
Base do 5º metatarso	6		

4.6.2. Procedimentos relativos à análise cinemática da marcha

Os parâmetros cinemáticos da marcha foram obtidos após o tratamento das imagens recolhidas dos ciclos de marcha.

As imagens relativas à fase de apoio na marcha foram processadas através da análise bidimensional do movimento, utilizando o software APAS (*Ariel Performance Analysis System*) da Ariel Dynamics a partir do qual se determinaram os valores relativos aos ângulos articulares entre os vários segmentos pré-definidos.

Os procedimentos inerentes à análise cinemática do ciclo de marcha são descritos pelas seguintes etapas:

- Após visualização das imagens de vídeo procedeu-se ao corte de frames, para selecção das imagens ou frames que correspondiam exclusivamente à fase de apoio na plataforma (membros inferiores direito e esquerdo).
- O primeiro frame correspondia ao início do contacto do calcanhar na plataforma de força, e o último ao final do apoio da extremidade do pé. Para efectuar esta análise foi necessário recorrer ao programa *Redlake Motion Scope* (câmara digital).
- As imagens obtidas foram revertidas para o *módulo Trimer*, através do qual se obteve uma sequência sem falhas do filme recolhido.
- Posteriormente, foi construída a chamada 'figura de traços' ou modelo antropométrico, de acordo com o quadro Antropométrico de Zatsiorsky (1994), adaptado por De Leva (1996).
- O passo seguinte foi a introdução das coordenadas XYZ do sistema de referência usado no estudo (cubo metálico), nos quatro vértices que definem o rectângulo formado pelo referencial.
- O procedimento seguinte foi a digitalização no plano sagital, dos doze pontos de referência anatómica, em cada frame correspondente à fase de

apoio do respectivo ciclo de marcha.

- A informação foi então filtrada através da rotina *Digital Filter*. Esta permite corrigir pequenos erros que tenham ocorrido durante o processo de digitalização ou eliminação do ruído da sucessão de imagens transformadas, diminuindo desta forma o erro inerente à digitalização.

- Após a sequência em análise ter sido digitalizada, transformada e filtrada, foi aplicado o módulo *Display*, obtendo-se o valor para as variáveis cinemáticas em estudo.

Todos os dados obtidos na análise cinemática foram organizados em quadros e transportados para o programa SPSS para Windows, versão 10.0.

4.7. Análise dinamométrica (Força de Reacção do Solo e Distribuição da Pressão Plantar Dinâmica)

Na análise dinamométrica da marcha utilizaram-se os seguintes instrumentos: um estrado com o comprimento de 300 cm, e de largura 92 cm, no meio do qual estava inserida a Plataforma de Forças, ao mesmo nível, dois computadores, amplificador, conversor analógico-digital, unidade de interface UM100 e um sistema de palmilhas transdutoras de pressão do sistema Pedar.

As componentes da força de FRS (vertical, ântero-posterior e médio-lateral), foram registadas usando a plataforma de forças Bertec # K80204 tipo AM 4060-15 (40 cm de largura e 60 cm de comprimento), constituída por transdutores de força do tipo piezoelétrico, para o apoio do pé direito e do pé esquerdo no solo com ligação a um amplificador Bertec AM 6300 (ganhos pré-definidos de 10 vezes, com excepção para o sinal relativo à força vertical (Fz) que foi amplificado somente de 5 vezes, dada a sua maior magnitude), com um filtro passa-baixo 100Hz e uma frequência de amostragem de 1000 Hz. O amplificador conectou-se à unidade de interface Biopac UM100, e esta a um conversor analógico-digital de 16 bits marca Biopac (Figura 24). Este último

estava ligado a um computador (PC), o que permitiu analisar o comportamento das componentes da força de reacção do solo (FRS) durante os ciclos de marcha, por recurso ao *software Acknowledge III (ACK)*, Versão Windows 95, instalado no mesmo computador. A amostragem foi realizada a uma frequência de 1000 Hz.



Figura 24: Amplificador, interface Biopac UM100 e conversor analógico-digital de 16 bits da marca Biopac.

Os dados provenientes da plataforma de forças foram obtidos em simultâneo com os dados relativos à pressão plantar, recolhidos pelo sistema *Pedar* (Novel Electronics) e com o sistema de vídeo (3D) por meio de uma unidade electrónica de sincronização. Os três sistemas de recolha referidos, estavam ao mesmo tempo em sincronização com o sistema Biopac, sendo este accionado no início da recolha/gravação, no momento em que o pé do indivíduo contactava com a plataforma de forças.

Para a aquisição das respostas dinâmicas durante o ciclo de marcha foi utilizado o sistema *Pedar* (Novel electronics), desenvolvido para medir as pressões plantares e suas distribuições directamente na superfície de apoio plantar (Figuras 25 e 26).



Figura 25: Plataforma de forças, palmilhas transdutoras de pressão plantar e marcadores reflectores nos pontos de referência anatômicos a digitalizar.

Do sistema fazem parte três pares de palmilhas flexíveis com aproximadamente 2 mm de espessura, constituídas por transdutores de pressão, que variam em função do tamanho das palmilhas.



Figura 26: Sistema Pedar (material utilizado).

As palmilhas do Sistema *Pedar* da Novel registam somente a pressão exercida perpendicularmente à sua superfície de contacto. Na Figura 27 são apresentados os vários componentes.

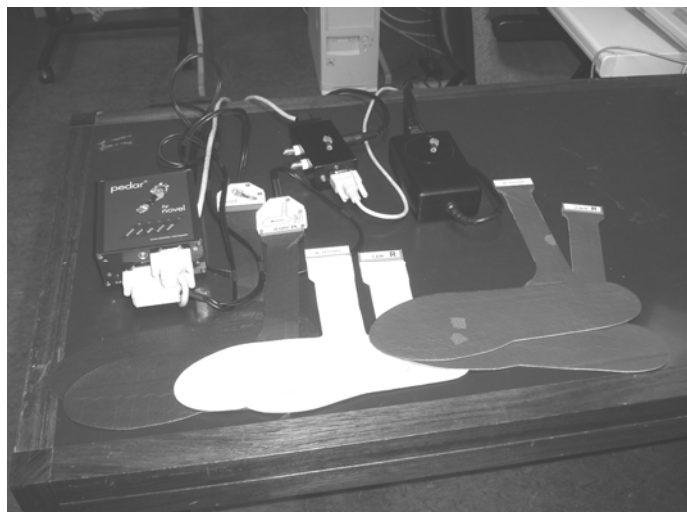


Figura 27: Componentes do Sistema Pedar da Novel.

As palmilhas *Pedar* utilizadas foram sincronizadas com a plataforma de forças por meio de uma unidade de sincronização de sinal, criada para o efeito no Laboratório.

O conversor analógico-digital foi ligado à caixa de sincronização do *Pedar* que, por sua vez, foi ligado às palmilhas e a um computador PC com o *software Pedar-c Alpha 5.9*.

A amostragem nas palmilhas foi efectuada a uma frequência de 50 Hz, igual à usada por Vanzant et al. (2001) num estudo sobre a avaliação das pressões plantares e das forças verticais em pessoas saudáveis.

4.8 Registo das pressões plantares dinâmicas

No estudo da marcha são utilizadas palmilhas transdutoras de pressão plantar, instrumento que permite realizar a medição da pressão, bem como a sua

distribuição na região plantar (distribuição das pressões plantares) nas diferentes fases de apoio do ciclo de marcha. Permitem registar os máximos de pressão para cada sensor (N/cm^2) e obter imagens bidimensionais da distribuição das pressões plantares na abóbada plantar para se efectuar uma análise mais qualitativa dos dados (Figura 28).

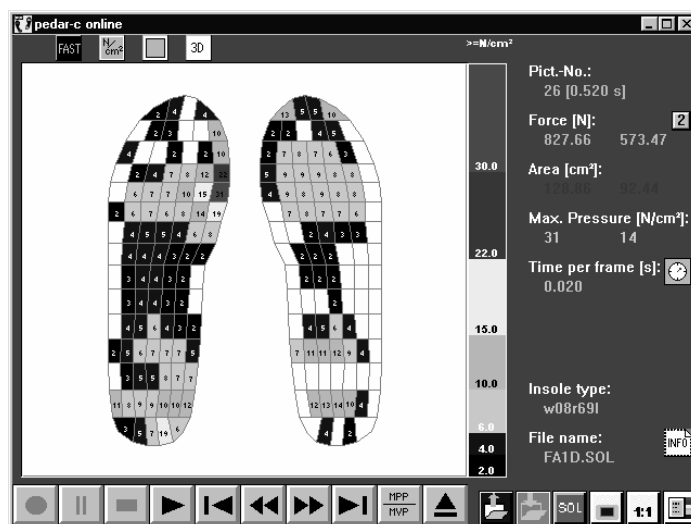


Figura 28: Imagem bidimensional da distribuição das pressões plantares.

A pressão máxima corresponde à quantidade de força que actua sobre uma determinada área plantar. Este parâmetro foi obtido a partir do *pedar-c online*.

Numa primeira instância para realizar o estudo dinamométrico plantar foi necessário calibrar as palmilhas. Esta operação foi efectuada na posição de pé para cada teste de marcha e consistiu nos seguintes procedimentos:

1. O paciente elevava o pé esquerdo do solo e de seguida procedia-se ao registo dos dados no programa de suporte informático Pedar;
2. O paciente elevava o pé direito do solo e de seguida procedia-se ao registo no programa de suporte informático Pedar.

Este procedimento permitiu fazer a calibração simultânea de cada sensor das palmilhas utilizadas.

De forma a interpretar as imagens obtidas no estudo dinamométrico tornou-se necessário definir um mapa de superfície plantar. Após uma cuidadosa pesquisa da literatura, detivemo-nos no mapa proposto por Sacco (1997), que estabelece para a superfície plantar quatro áreas de interesse distintas para o estudo das pressões plantares, conforme a Figura 29. Outro mapa que nos suscitou interesse foi o apresentado por Orlin e McPoil (2000), no qual estão também contempladas quatro áreas de interesse para análise da superfície plantar mas sem qualquer correspondência com as apresentadas por Sacco (1997).

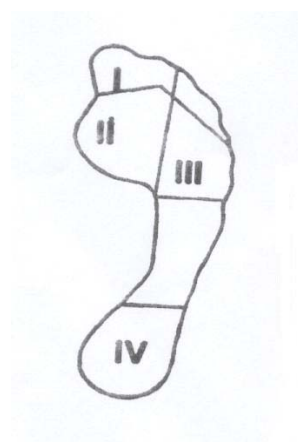


Figura 29: Representação do mapa de distribuição plantar (Sacco, 1997).

Após estudo dos diversos mapas de distribuição das pressões plantares e analisados os dados obtidos, face às características da nossa amostra optámos pelo mapa de Orlin e McPoil (2000), Figura 30. Este mapa de distribuição foi escolhido com vista a obtermos uma melhor leitura e principalmente uma caracterização mais pormenorizada dos indivíduos. Outros autores defendem que é preferível fazer a divisão da superfície plantar em áreas abrangentes porque há dificuldade em determinar a posição exacta das cabeças metatársicas e o apoio dos dedos, evitando assim erros na selecção das áreas de pressão (Manfio et al., 1995). Consequentemente, a superfície plantar foi dividida em quatro áreas de interesse como se segue:

1. Área de pressão **AP**: corresponde ao antepé, inclui os metatársicos mediais (primeiro dedo ou hálux), segundo dedo e respectivos metatársicos e os três metatársicos laterais;
2. Área de pressão **ME**: corresponde ao médiopé externo;
3. Área de pressão **MI**: corresponde ao médiopé interno;
4. Área de pressão **RP**: corresponde ao retropé (calcanhar).

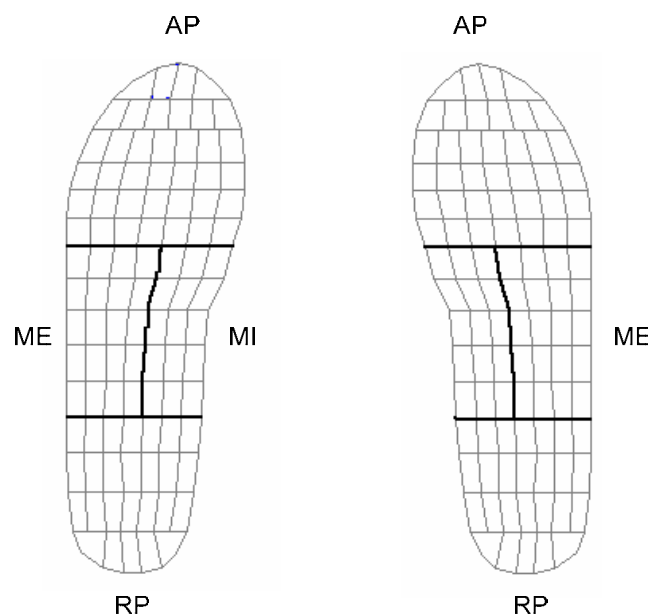


Figura 30: Representação do mapa de distribuição plantar utilizado no estudo (Orlin e McPoil, 2000).

A cada palmilha correspondem 99 células sendo divididas em quatro áreas plantares como se segue:

1. Área de pressão **AP** constituída por 38 células
2. Área de pressão **ME** constituída por 20 células
3. Área de pressão **MI** constituída por 15 células
4. Área de pressão **RT** constituída por 26 células

Os dados obtidos nas recolhas relativos às pressões plantares foram registados em computador no software do Pedar Sistem (*pedar-c online*) para posteriormente se efectuarem as análises dos dados.

O corpo humano é a fonte de origem da informação dos dados biomecânicos. Uma forma de reduzir possíveis efeitos adversos, nomeadamente variações antropométricas, assim como as propriedades intrínsecas do corpo humano e da própria interação com o meio que poderão estar na origem da alteração dessa informação, é proceder à sua normalização. A normalização é um processo que permite retirar o efeito de uma variável para minimizar a sua variabilidade (Amadio et al., 2003).

Garcia et al. (2001) e Carmines et al. (1999) também propõem que a técnica da normalização é de extrema importância na análise dos dados relativamente à distribuição das pressões na superfície plantar. Deste modo os valores da pressão plantar foram processados manualmente e normalizados.

De referir que foi utilizado um único par de palmilhas, W08r69L, com área total de 155.42 cm².

Os dados referentes ao número de células activas foram normalizados, tendo em conta o número de células de cada uma das áreas plantares que foram anteriormente estabelecidas.

Os dados referentes à Pressão máxima (P_{máx}) foram normalizados à razão do peso corporal (P_c) do indivíduo pela área das palmilhas utilizadas no estudo.

$$P_{máx} = (\text{Pressão máxima} / P_c) \times \text{área das palmilhas}$$

Os dados referentes à Pressão mínima (P_{min}) foram normalizados à razão do peso corporal (P_c) do indivíduo pela área das palmilhas utilizadas no estudo.

$$P_{min} = (\text{Pressão mínima} / P_c) \times \text{área das palmilhas}$$

Os dados referentes à Pressão média (P_{média}) foram normalizados à razão do peso corporal (P_c) do indivíduo pela área das palmilhas utilizadas no estudo.

$$P_{\text{média}} = (\text{Pressão média} / P_c) \times \text{área das palmilhas}$$

4.8.1 Variáveis em estudo

Relativamente à análise da distribuição da pressões na superfície plantar, as variáveis analisadas foram:

P_{máx} antepé,	valor normalizado da pressão máxima exercida no antepé.
P_{máx} medpé externo,	valor normalizado da pressão máxima exercida no médio-pé externo.
P_{máx} medpé interno,	valor normalizado da pressão máxima exercida no médio-pé interno
P_{máx} retropé,	valor normalizado da pressão máxima exercida no retro-pé
P_{média} antepé,	valor normalizado da pressão média exercida no antepé
P_{média} medpé externo,	valor normalizado da pressão média exercida no médio-pé externo
P_{média} medpé interno,	valor normalizado da pressão média exercida no médio-pé interno
P_{média} retropé,	valor normalizado da pressão média exercida no retro-pé
P_{min} antepé,	valor normalizado da pressão mínima exercida no antepé
P_{min} medpé externo,	valor normalizado da pressão mínima exercida no médio-pé externo

Pmin medpé interno, valor normalizado da pressão mínima exercida no médio-pé interno

Pmin retropé, valor normalizado da pressão mínima exercida no retro-pé

4.9 Procedimentos estatísticos

Para a caracterização da amostra e, dado o número de elementos que a constituem, utilizou-se a estatística descritiva e univariada. Foram calculados a média como medida de tendência central e o desvio padrão como medida de dispersão das variáveis, relativas a cada grupo amostral (controlo, membro íntegro e membro com PTA).

No tratamento estatístico dos dados obtidos foi utilizado o programa estatístico Statistical Package for Social Sciences (SPSS), para Windows, versão 10.0.

A análise exploratória de dados e respectivo tratamento estatístico, foram realizados no programa Excel.

A estatística inferencial inicial, baseou-se no cálculo da homogeneidade da variância da amostra (teste de *Levene*) e na realização do teste de normalidade de *Shapiro-Wilk* por recurso ao SPSS, para um nível de significância de 0.05.

O cálculo da homogeneidade da variância e o teste de normalidade permitiram concluir que, de um modo geral, a amostra não era homogénea, nem normal, e dado tratar-se de amostras relativamente pequenas (<30 elementos) conduziu a que se utilizassem testes não-paramétricos. Para comparar, o grupo de controlo (indivíduos normais) com o grupo membro íntegro (indivíduos com PTA) e o grupo de controlo com o grupo membro com prótese (indivíduos com PTA), utilizou-se o teste não-paramétrico para amostras independentes de Mann-Whitney, com um nível de significância de 0.05.

4.10 Tratamento dos dados

A utilização da Plataforma de Forças fornece dados valiosos sobre o contacto do pé com o solo. Permite obter as três componentes da Força de Reacção do Solo (FRS), componente vertical (F_z), componente ântero-posterior (F_y), e componente médio-lateral (F_x).

O software do sistema PEDAR da Novel, existente no Laboratório de Biomecânica permite somente a visualização gráfica dos valores registados a duas dimensões das pressões na superfície plantar, não permitindo o tratamento dos valores numéricos após a recolha dos dados, implicando desta forma a transferência desses valores numéricos para o programa Excel da Microsoft para tratamento dos dados.

Através das palmilhas transdutoras de pressão plantar, foram obtidas as pressões plantares. Para o tratamento dos dados das palmilhas, foram utilizados apenas os valores registados a 2D nos sensores que as constituem, cuja superfície foi previamente dividida em quatro áreas plantares (retro-pé, médio-pé interno, médio pé externo e antepé).

5. Apresentação dos Resultados

5. APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS

A apresentação dos resultados é efectuada em função dos objectivos anteriormente definidos.

Neste capítulo apresenta-se a análise descritiva dos resultados obtidos para as variáveis cinéticas, cinemáticas e pressões plantares, previamente definidas e que caracterizam a fase de apoio.

Nos Quadros e Figuras são apresentados os valores correspondentes da média e desvio-padrão relativamente aos grupos experimental e de controlo. Simultaneamente com a análise descritiva são apresentados os resultados dos testes estatísticos utilizados, verificando-se deste modo a existência ou não de diferenças significativas para as variáveis estudadas entre os grupos comparados.

Tendo este estudo como objectivo a análise da marcha em indivíduos com Prótese Total da Anca, obtiveram-se para os grupos amostrais (controlo, membro íntegro e membro com PTA) durante a fase de apoio da marcha: o tempo relativo das fases I, II e de apoio e das sub-fases 1, 2, 3 e 4 (ver Figura 31); os valores da força vertical, antero-posterior e médio-lateral; os ângulos pé/solo, perna/pé, coxa/perna, e tronco/coxa; assim como as pressões plantares no antepé, médio-pé e retro-pé para diferentes instantes.

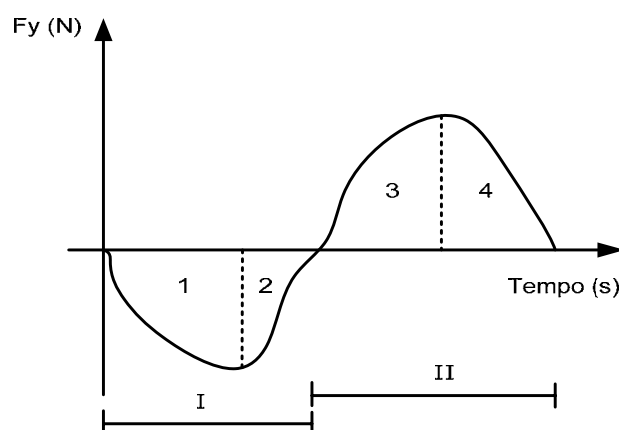


Figura 31: Definição das Fases e Sub-fases do ciclo de marcha (Fases I e II; Sub-fases 1, 2, 3 e 4).

5.1 Análise dos tempos durante a fase de apoio

Os tempos obtidos na avaliação da marcha das 18 pessoas do sexo masculino, 9 com PTA não-cimentada e 9 saudáveis, podem ser observados no Quadro 4. Para os grupos de controlo, membro íntegro e membro com PTA são apresentados os valores médios do tempo para a Fase I (Início/Apoio médio), Fase II (Apoio médio/Final) e Fase de apoio (Início/Final), bem como os correspondentes valores do desvio padrão.

Quadro 4: Médias e desvios-padrão dos valores do tempo (s) para a fase I (Ini/ApM), fase II (ApM/Fin) e fase de apoio (Ini/Fin) dos grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

Grupo	Fase I	Fase II	Fase de apoio
Controlo	0.578 ± 0.169	0.569 ± 0.159	1.148 ± 0.246
Membro íntegro	0.615 ± 0.166	0.579 ± 0.085	1.194 ± 0.182
Membro c/ PTA	0.606 ± 0.267	0.584 ± 0.112	1.191 ± 0.314

A Figura 32 mostra a representação gráfica dos valores do Quadro 4, evidenciando para cada uma das fases os tempos dispendidos por cada um dos grupos analisados.

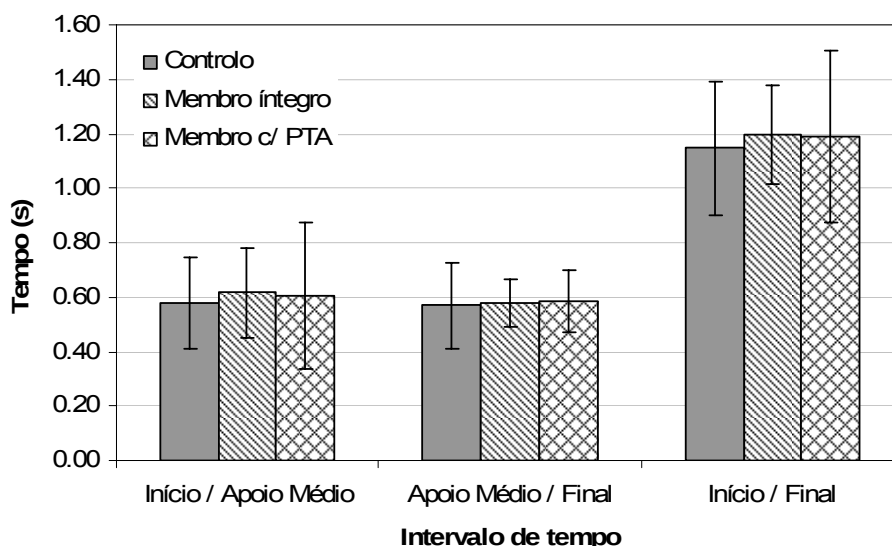


Figura 32: Médias e desvios-padrão dos tempos (s) para a fase I (Ini/ApM), fase II (ApM/Fin) e fase de apoio (Ini/Fin) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

Para avaliar o efeito da PTA nas diferentes fases do ciclo de marcha foram comparados os períodos de tempo entre os grupos controlo/membro íntegro, controlo/membro com PTA e membro íntegro/membro com PTA.

O Quadro 5 mostra, para os 3 pares de grupos comparados nas fases I, II e de apoio, valores de prova maiores que o nível de significância usado (0.05). Os resultados obtidos permitem concluir que não existem diferenças estatisticamente significativas para o tempo dispendido em cada fase, relativamente aos três grupos em análise.

Quadro 5: Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores do tempo na fase I (Ini/apM), fase II (ApM/Fin) e fase de apoio (Ini/Fin).

Fase	Valor de prova (p)		
	Controlo / Membro íntegro	Controlo / Membro com PTA	Membro íntegro / Membro com PTA
Fase I	0.337	0.559	0.876
Fase II	0.765	0.644	0.821
Fase de apoio	0.809	0.489	0.962

5.2 Análise cinética – estudo das variáveis integral, máximo, mínimo, 1º pico e 2º pico.

5.2.1 Análise da componente antero-posterior (Fy) da força de reacção do solo

Os valores médios (normalizados ao peso do indivíduo) e os desvios-padrão do integral da força de Fy (impulso) para as sub-fases 1 a 4 e fases I, II e de apoio, encontram-se registados nos Quadros 6 e 7, respectivamente.

Quadro 6: Médias e desvios-padrão dos valores normalizados (ao peso) do integral de Fy (impulso) para a sub-fase 1 (Ini/Min), sub-fase 2 (Min/ApM), sub-fase 3 (ApM/Máx) e sub-fase 4 (Máx/Fin) dos grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

Grupo	Sub-fase 1	Sub-fase 2	Sub-fase 3	Sub-fase 4
Controlo	-0.008 ± 0.005	-0.012 ± 0.006	0.017 ± 0.007	0.012 ± 0.010
Membro íntegro	-0.009 ± 0.006	-0.010 ± 0.007	0.016 ± 0.007	0.009 ± 0.003
Membro c/ PTA	-0.008 ± 0.007	-0.010 ± 0.005	0.018 ± 0.007	0.010 ± 0.003

Quadro 7: Médias e desvios-padrão dos valores normalizados (ao peso) do integral de Fy (impulso) para a fase I (Ini/apM), fase II (ApM/Fin) e fase de apoio (Ini/Fin) dos grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

Grupo	Fase I	Fase II	Fase de apoio
Controlo	-0.020 ± 0.010	0.029 ± 0.016	0.010 ± 0.008
Membro íntegro	-0.019 ± 0.011	0.025 ± 0.008	0.005 ± 0.017
Membro c/ PTA	-0.018 ± 0.011	0.027 ± 0.008	0.010 ± 0.017

A representação gráfica dos valores apresentados nos Quadros 6 e 7 pode ser visualizada nas Figuras 33 e 34.

Da observação dos valores de prova apresentados nos Quadros 8 e 9, pode constatar-se que a variável integral de Fy, para os grupos controlo/membro íntegro, controlo/membro com PTA e membro íntegro/membro com PTA, não apresenta diferenças estatisticamente significativas entre grupos.

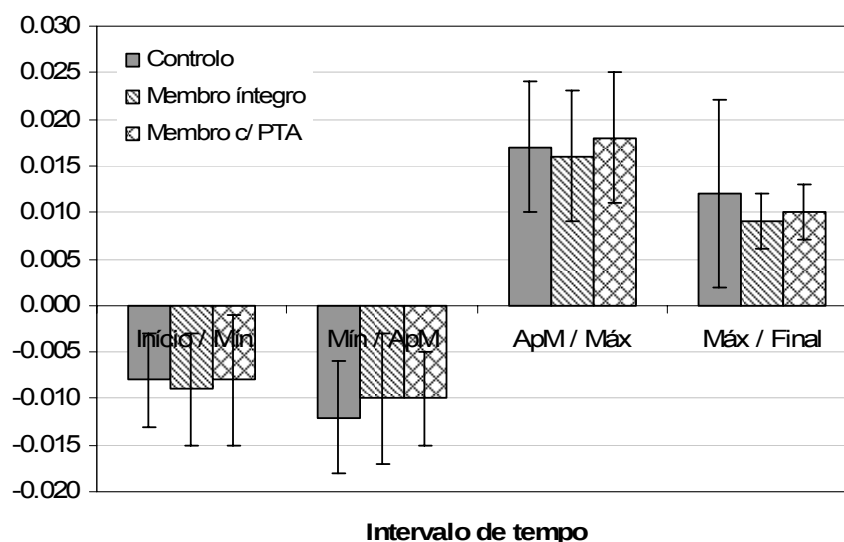


Figura 33: Médias e desvios-padrão do integral de Fy (normalizado ao peso) para a sub-fase 1 (Ini/Min), sub-fase 2 (Min/ApM), sub-fase 3 (ApM/Máx) e sub-fase 4 (Máx/Fin) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

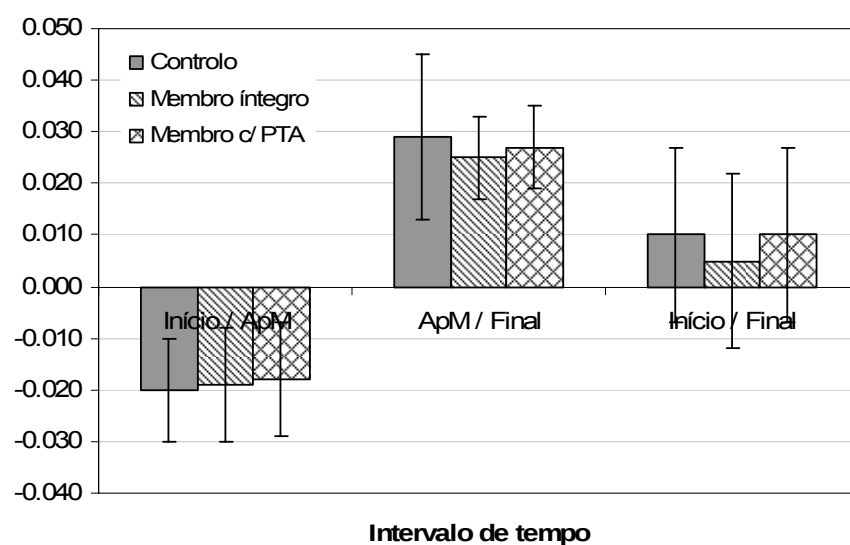


Figura 34: Médias e desvios-padrão do integral de Fy (normalizado ao peso) para a fase I (Ini/ApM), fase II (ApM/Fin) e fase de apoio (Ini/Fin) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

Quadro 8: Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores normalizados do integral normalizado da força Fy na sub-fase 1 (Ini/Min), sub-fase 2 (Min/ApM), sub-fase 3 (ApM/Máx) e sub-fase 4 (Máx/Fin).

Sub-fase	Valor de prova (p)		
	Controlo / Membro íntegro	Controlo / Membro com PTA	Membro íntegro / Membro com PTA
Sub-fase 1	0.297	0.859	0.359
Sub-fase 2	0.297	0.202	0.919
Sub-fase 3	0.284	0.928	0.318
Sub-fase 4	0.254	0.476	0.195

Quadro 9: Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores normalizados do integral normalizado da força F_y na fase I (Ini/ApM), fase II (ApM/Fin) e fase de apoio (Ini/Fin).

Fase	Valor de prova (p)		
	Controlo / Membro íntegro	Controlo / Membro com PTA	Membro íntegro / Membro com PTA
Fase I	0.909	0.371	0.522
Fase II	0.176	0.615	0.227
Fase de apoio	0.286	0.906	0.296

No Quadro 10 encontram-se registados os valores médios (normalizados ao peso do indivíduo) e os desvios-padrão da força F_y média para as sub-fases 1 a 4.

Quadro 10: Médias e desvios-padrão dos valores normalizados da força F_y média para as sub-fases 1, 2, 3 e 4 dos grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

Grupo	Sub-fase 1	Sub-fase 2	Sub-fase 3	Sub-fase 4
Controlo	-0.032 ± 0.013	-0.034 ± 0.013	0.045 ± 0.014	0.057 ± 0.017
Membro íntegro	-0.032 ± 0.010	-0.030 ± 0.009	0.040 ± 0.012	0.050 ± 0.019
Membro c/ PTA	-0.028 ± 0.012	-0.030 ± 0.010	0.046 ± 0.014	0.055 ± 0.018

Na Figura 35 apresentam-se graficamente os resultados (valores normalizados da força F_y média, médias e desvios-padrão) do Quadro 10.

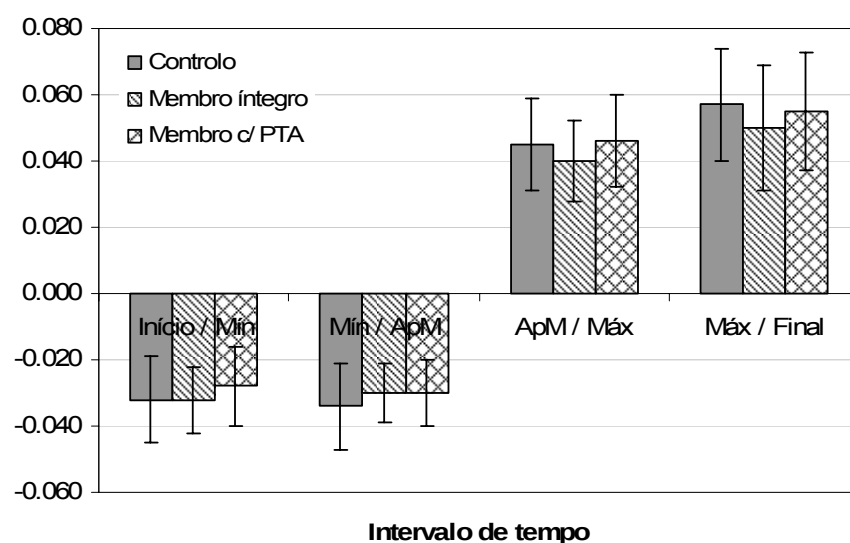


Figura 35: Médias e desvios-padrão de Fy média (normalizado ao peso) para a sub-fase 1 (Ini/Min), sub-fase 2 (Min/ApM), sub-fase 3 (ApM/Máx) e sub-fase 4 (Máx/Fin) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

Os valores de prova apresentados no Quadro 11, permitem concluir que a força Fy média não apresenta diferenças estatisticamente significativas entre grupos.

Quadro 11: Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores normalizados da força Fy média nas sub-fases 1, 2, 3 e 4.

Sub-fase	Valor de prova (p)		
	Controlo / Membro íntegro	Controlo / Membro com PTA	Membro íntegro / Membro com PTA
Sub-fase 1	0.937	0.181	0.197
Sub-fase 2	0.114	0.141	0.945
Sub-fase 3	0.078	0.875	0.090
Sub-fase 4	0.059	0.534	0.280

5.2.2 Análise da componente médio-lateral (Fx) da força de reacção do solo

Os valores médios normalizados e os desvios-padrão do integral normalizado ao peso da força de Fx (sub fases 1, 2, 3 e 4; e fases I, II e de apoio) encontram-se registados nos Quadros 12 e 13, e a sua representação gráfica corresponde às Figuras 36 e 37, respectivamente.

Quadro 12: Médias e desvios-padrão dos valores normalizados ao peso do integral de Fx (impulso) para a sub-fase 1 (Ini/Min), sub-fase 2 (Min/ApM), sub-fase 3 (ApM/Máx) e sub-fase 4 (Máx/Fin) dos grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

Grupo	Sub-fase 1	Sub-fase 2	Sub-fase 3	Sub-fase 4
Controlo	0.005 ± 0.004	0.018 ± 0.008	0.022 ± 0.009	0.005 ± 0.003
Membro íntegro	0.007 ± 0.005	0.019 ± 0.008	0.025 ± 0.009	0.006 ± 0.007
Membro c/ PTA	0.006 ± 0.004	0.017 ± 0.007	0.025 ± 0.013	0.005 ± 0.003

Quadro 13: Médias e desvios-padrão dos valores normalizados ao peso do integral de Fx (impulso) para a fase I (Ini/apM), fase II (ApM/Fin) e fase de apoio (Ini/Fin) dos grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

Grupo	Fase I	Fase II	Fase de apoio
Controlo	0.023 ± 0.010	0.027 ± 0.011	0.049 ± 0.018
Membro íntegro	0.025 ± 0.011	0.031 ± 0.010	0.056 ± 0.015
Membro c/ PTA	0.022 ± 0.009	0.030 ± 0.014	0.053 ± 0.017

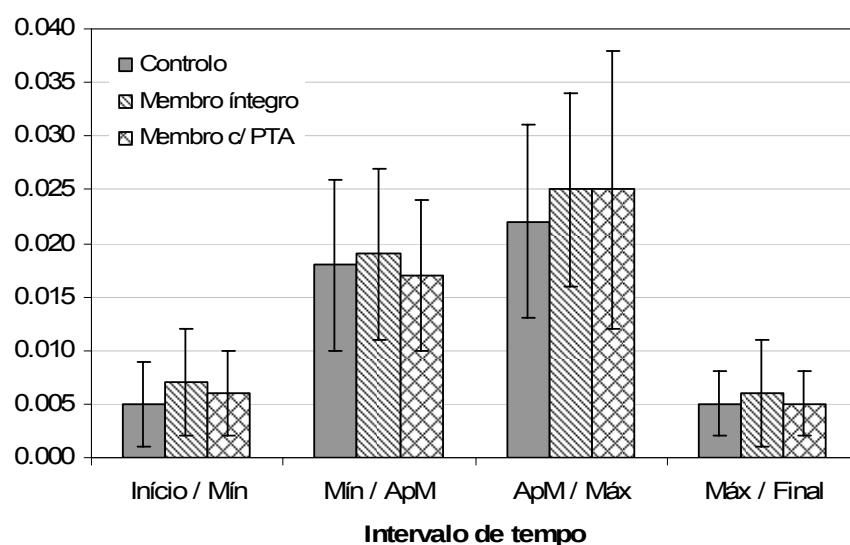


Figura 36: Médias e desvios-padrão do integral normalizado de Fx para a sub-fase 1 (Ini/Min), sub-fase 2 (Min/ApM), sub-fase 3 (ApM/Máx) e sub-fase 4 (Máx/Fin) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

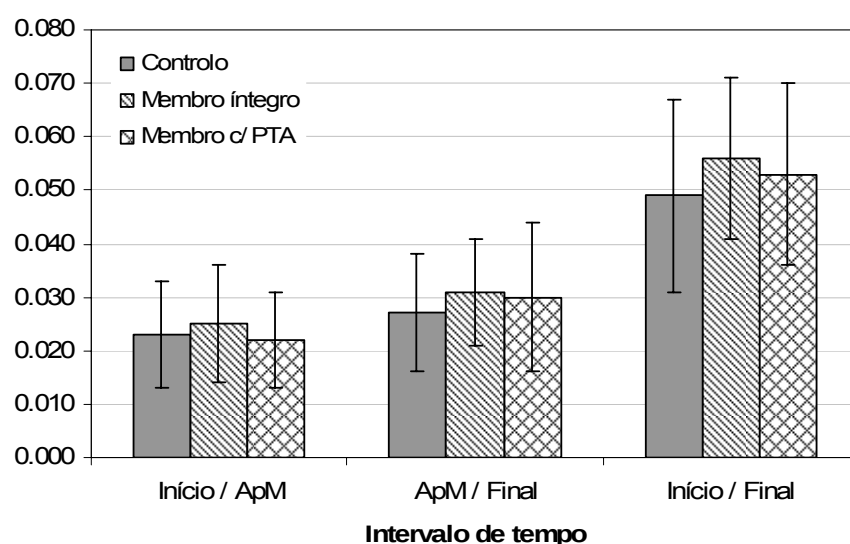


Figura 37: Médias e desvios-padrão do integral normalizado de Fx para a fase I (Ini/ApM), fase II (ApM/Fin) e fase de apoio (Ini/Fin) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com prótese) e membro com prótese (indivíduos com prótese).

Para a variável integral de Fx nas fases e sub-fases consideradas, os valores de prova (p) obtidos, Quadros 14 e 15, mostram não existirem diferenças estatisticamente significativas entre os grupos comparados (controlo/membro íntegro, controlo/membro com PTA e membro íntegro/membro).

Quadro 14: Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores normalizados do integral normalizado da força Fx na sub-fase 1 (Ini/Min), sub-fase 2 (Min/ApM), sub-fase 3 (ApM/Máx) e sub-fase 4 (Máx/Fin).

Sub-fase	Valor de prova (p)		
	Controlo / Membro íntegro	Controlo / Membro com PTA	Membro íntegro / Membro com PTA
Sub-fase 1	0.072	0.412	0.357
Sub-fase 2	0.641	0.519	0.298
Sub-fase 3	0.148	0.216	0.991
Sub-fase 4	0.232	0.285	0.680

Quadro 15: Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores normalizados do integral normalizado da força Fx na fase I (Ini/ApM), fase II (ApM/Fin) e fase de apoio (Ini/Fin).

Fase	Valor de prova (p)		
	Controlo / Membro íntegro	Controlo / Membro com PTA	Membro íntegro / Membro com PTA
Fase I	0.267	0.904	0.255
Fase II	0.082	0.194	0.828
Fase de apoio	0.071	0.392	0.372

Os valores médios (normalizados ao peso do indivíduo) e os desvios-padrão da força Fx média para as sub-fases 1 a 4 são apresentados no Quadro 16. A sua representação gráfica pode ser visualizada na Figura 38.

Quadro 16: Médias e desvios-padrão dos valores normalizados da força Fx média para as sub-fases 1, 2, 3 e 4 dos grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

Grupo	Sub-fase 1	Sub-fase 2	Sub-fase 3	Sub-fase 4
Controlo	0.018 ± 0.012	0.055 ± 0.023	0.061 ± 0.026	0.025 ± 0.015
Membro íntegro	0.022 ± 0.011	0.059 ± 0.018	0.066 ± 0.011	0.024 ± 0.011
Membro c/ PTA	0.020 ± 0.013	0.058 ± 0.022	0.065 ± 0.022	0.027 ± 0.015

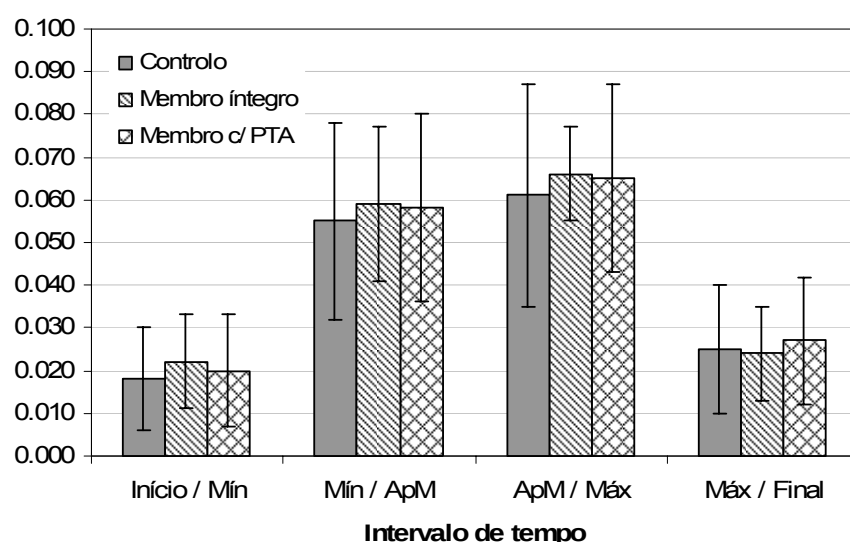


Figura 38: Médias e desvios-padrão da força Fx média (normalizado ao peso) para a sub-fase 1 (Ini/Min), sub-fase 2 (Min/ApM), sub-fase 3 (ApM/Máx) e sub-fase 4 (Máx/Fin) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA)

Para a força Fx média nas sub-fases consideradas, os valores de prova (p) registados no Quadro 17, mostram não existirem diferenças estatisticamente significativas entre os grupos comparados (controlo/membro íntegro, controlo/membro com PTA e membro íntegro/membro).

Quadro 17: Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores normalizados da força Fx média nas sub-fases 1, 2, 3 e 4.

Sub-fase	Valor de prova (p)		
	Controlo / Membro íntegro	Controlo / Membro com PTA	Membro íntegro / Membro com PTA
Sub-fase 1	0.160	0.463	0.579
Sub-fase 2	0.318	0.566	0.718
Sub-fase 3	0.281	0.515	0.699
Sub-fase 4	0.732	0.551	0.359

5.2.3 Análise da componente vertical (Fz) da força de reacção do solo

Nos Quadros 18 e 19 são apresentados os valores médios normalizados ao peso e correspondentes desvios-padrão para o integral da componente vertical da força de reacção do solo (Fz), para as sub-fases 1 a 4 e fases I, II e de apoio, respectivamente. A representação dos dados anteriormente referidos, usando gráficos de barras, é apresentada nas Figuras 39 e 40.

Quadro 18: Médias e desvios-padrão dos valores normalizados ao peso do integral de Fz (impulso) para a sub-fase 1 (Ini/Min), sub-fase 2 (Min/ApM), sub-fase 3 (ApM/Máx) e sub-fase 4 (Máx/Fin) dos grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

Grupo	Sub-fase 1	Sub-fase 2	Sub-fase 3	Sub-fase 4
Controlo	0.057 ± 0.039	0.181 ± 0.092	0.228 ± 0.097	0.046 ± 0.025
Membro íntegro	0.054 ± 0.032	0.154 ± 0.076	0.205 ± 0.101	0.046 ± 0.023
Membro c/ PTA	0.060 ± 0.048	0.153 ± 0.096	0.198 ± 0.078	0.047 ± 0.023

Quadro 19: Médias e desvios-padrão dos valores normalizados ao peso do integral de Fz (impulso) para a fase I (Ini/apM), fase II (ApM/Fin) e fase de apoio (Ini/Fin) dos grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

Grupo	Fase I	Fase II	Fase de apoio
Controlo	0.238 ± 0.112	0.274 ± 0.115	0.512 ± 0.186
Membro íntegro	0.209 ± 0.090	0.250 ± 0.106	0.459 ± 0.157
Membro c/ PTA	0.213 ± 0.130	0.245 ± 0.084	0.458 ± 0.176

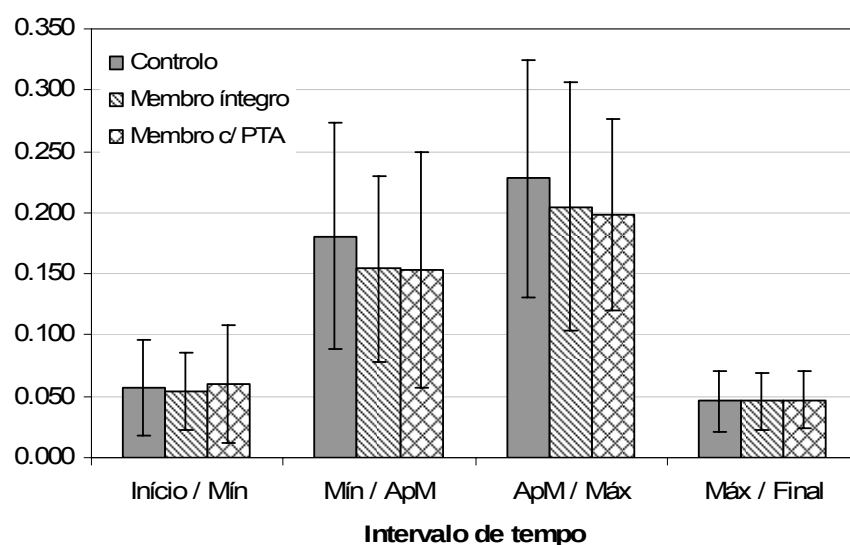


Figura 39: Médias e desvios-padrão do integral normalizado de Fz para a sub-fase 1 (Ini/Mín), sub-fase 2 (Mín/ApM), sub-fase 3 (ApM/Máx) e sub-fase 4 (Máx/Fin) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

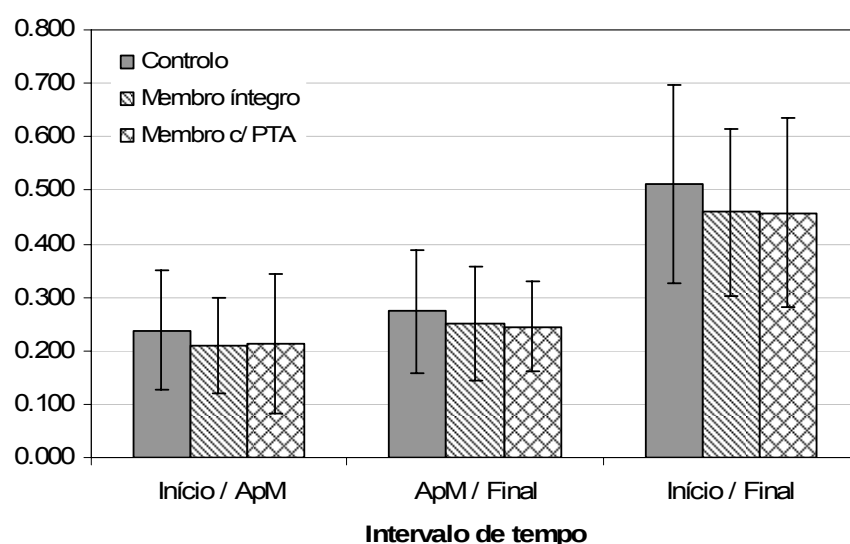


Figura 40: Médias e desvios-padrão do integral normalizado de Fz para a fase I (Ini/Mín), fase II (Mín/Fin) e fase de apoio (Ini/Fin) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

Os valores de prova (p) constantes dos Quadros 20 e 21, todos superiores ao nível de significância utilizado (0.05), evidenciam uma vez mais a não existência de diferenças estatisticamente significativas para o integral de Fz entre os grupos controlo/membro íntegro, controlo/membro com PTA e membro íntegro/membro com PTA, nas sub-fases e fases consideradas.

Quadro 20: Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores normalizados do integral normalizado da força Fz na sub-fase 1 (Ini/Min), sub-fase 2 (Min/ApM), sub-fase 3 (ApM/Máx) e sub-fase 4 (Máx/Fin).

Sub-fase	Valor de prova (p)		
	Controlo / Membro íntegro	Controlo / Membro com PTA	Membro íntegro / Membro com PTA
Sub-fase 1	0.787	0.723	0.590
Sub-fase 2	0.170	0.183	0.955
Sub-fase 3	0.301	0.151	0.778
Sub-fase 4	0.934	0.890	0.836

Quadro 21: Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores normalizados do integral normalizado da força Fz na fase I (Ini/ApM), fase II (ApM/Fin) e fase de apoio (Ini/Fin).

Fase	Valor de prova (p)		
	Controlo / Membro íntegro	Controlo / Membro com PTA	Membro íntegro / Membro com PTA
Fase I	0.220	0.359	0.874
Fase II	0.349	0.223	0.827
Fase de apoio	0.187	0.194	0.983

No Quadro 22 encontram-se registados os valores médios (normalizados ao peso do indivíduo) e os desvios-padrão da força Fz média para as sub-fases 1 a 4, sendo que a Figura 41 mostra a representação gráfica desses resultados.

Quadro 22: Médias e desvios-padrão dos valores normalizados da força Fz média para a sub-fase 1 (Ini/Min), sub-fase 2 (Min/ApM), sub-fase 3 (ApM/Máx) e sub-fase 4 (Máx/Fin) dos grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

Grupo	Sub-fase 1	Sub-fase 2	Sub-fase 3	Sub-fase 4
Controlo	0.224 ± 0.093	0.545 ± 0.174	0.577 ± 0.176	0.257 ± 0.080
Membro íntegro	0.196 ± 0.072	0.495 ± 0.175	0.524 ± 0.183	0.243 ± 0.090
Membro c/ PTA	0.200 ± 0.116	0.487 ± 0.195	0.521 ± 0.184	0.240 ± 0.079

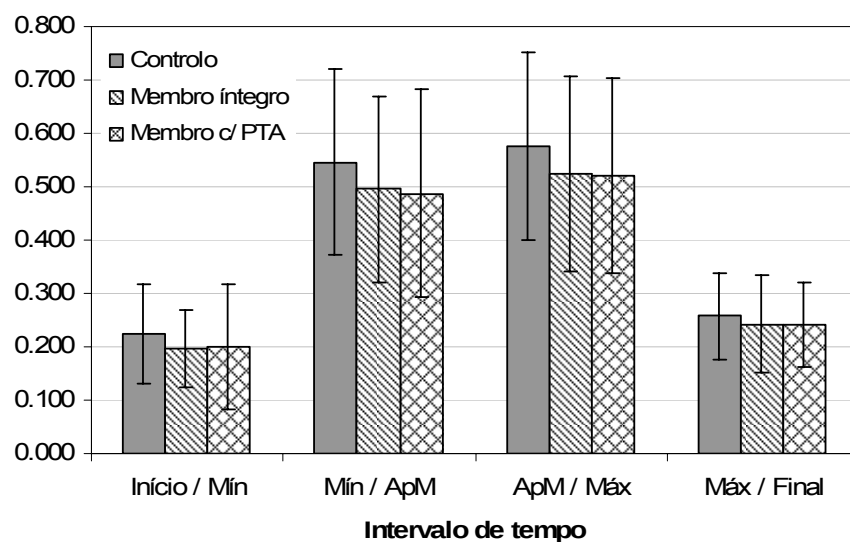


Figura 41: Médias e desvios-padrão da força Fz média (normalizado ao peso) para a sub-fase 1 (Ini/Min), sub-fase 2 (Min/ApM), sub-fase 3 (ApM/Máx) e sub-fase 4 (Máx/Fin) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

Face ao valor de significância utilizado ($\alpha=0.05$), os valores de prova (p) constantes dos Quadro 23, provam uma vez mais a não existência de diferenças estatisticamente significativas para a força Fz média entre os grupos controlo/membro íntegro, controlo/membro com PTA e membro íntegro/membro com PTA, nas quatro sub-fases definidas neste estudo.

Quadro 23: Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores normalizados da força Fz média nas sub-fases 1, 2, 3 e 4.

Sub-fase	Valor de prova (p)		
	Controlo / Membro íntegro	Controlo / Membro com PTA	Membro íntegro / Membro com PTA
Sub-fase 1	0.164	0.316	0.867
Sub-fase 2	0.214	0.168	0.870
Sub-fase 3	0.195	0.177	0.961
Sub-fase 4	0.453	0.355	0.907

5.2.4 Análise das componentes antero-posterior (Fy) e médio-lateral (Fx) da força de reacção do solo num dado instante

No Quadro 24 estão registados, as médias dos valores mínimos e máximos (normalizados) e respectivos desvios-padrão das componentes antero-posterior (Fy) e médio-lateral (Fx) da força de reacção do solo, para os instantes correspondentes ao valor mínimo e máximo da força Fy.

A Figura 42 mostra a representação por gráfico de barras dos dados do Quadro 24.

Quadro 24: Médias e desvios-padrão dos valores normalizados, ao peso, de Fy e Fx, num dado instante, para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

Grupo	Fy		Fx	
	tFymin	tFymax	tFymin	tFymax
Controlo	-0.063 ± 0.022	0.099 ± 0.027	0.048 ± 0.024	0.064 ± 0.030
Membro íntegro	-0.059 ± 0.017	0.085 ± 0.028	0.052 ± 0.024	0.064 ± 0.015
Membro c/ PTA	-0.055 ± 0.018	0.096 ± 0.031	0.049 ± 0.025	0.065 ± 0.035

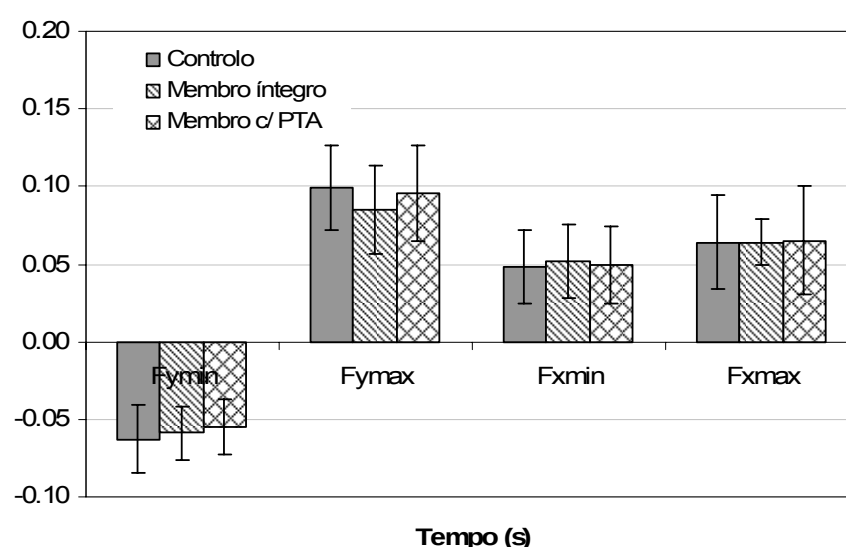


Figura 42: Médias e desvios-padrão dos valores normalizados das forças Fy e Fx, num dado instante, para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

No Quadro 25 estão registados os valores de prova das componentes Fy e Fx da força de reacção do solo (máximo e mínimo), para os grupos comparados (controlo/membro íntegro; controlo/membro com PTA; membro íntegro/membro com PTA). Os resultados obtidos permitem concluir que para o nível de significância utilizado (0.05), existem diferenças estatisticamente significativas

($p=0.027$) para o valor máximo da componente ântero-posterior (F_y) da força de reacção de solo, entre o grupo de controlo e o grupo membro íntegro. Para as restantes situações, os valores de prova maiores que 0.05, indicam a não existência de diferenças significativas.

Quadro 25: Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores normalizados da força F_y e F_x num dado instante.

Tempo	Valor de prova (p)		
	Controlo / Membro íntegro	Controlo / Membro com PTA	Membro íntegro / Membro com PTA
tFymin	0.514	0.115	0.331
tFymax	0.027	0.741	0.124
tFymin	0.462	0.870	0.620
tFymax	0.885	0.967	0.870

5.2.5 Análise da componente vertical (F_z) da força de reacção do solo nos instantes correspondentes ao 1º pico, mínimo (ponto de deflexão) e 2º pico da curva

Para os três grupos considerados neste estudo (controlo, membro íntegro e membro com PTA), são apresentadas no Quadro 26 as médias e desvios-padrão normalizados ao peso de F_z , para os instantes correspondentes ao 1º pico, valor mínimo da componente vertical (ponto de deflexão) e 2º pico da curva de F_z .

Quadro 26: Médias e desvios-padrão dos valores normalizados de Fz, num dado instante, para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

Grupo	1º Pico	Mínimo	2º Pico
Controlo	1.03 ± 0.02	0.92 ± 0.13	1.04 ± 0.03
Membro íntegro	1.00 ± 0.07	0.94 ± 0.05	1.01 ± 0.06
Membro c/ PTA	1.00 ± 0.06	0.94 ± 0.05	1.01 ± 0.06

Do Quadro 26 observa-se que o grupo de controlo, apresenta para a componente vertical da força de reacção do solo, valores da média superiores aos registados para os grupos membro íntegro e membro com PTA, nos instantes correspondentes aos 1º e 2º picos.

Na Figura 43 estão representados graficamente as médias e desvios-padrão da força Fz normalizada ao peso corporal, nos três instantes anteriormente referidos, e para os três grupos objecto deste estudo.

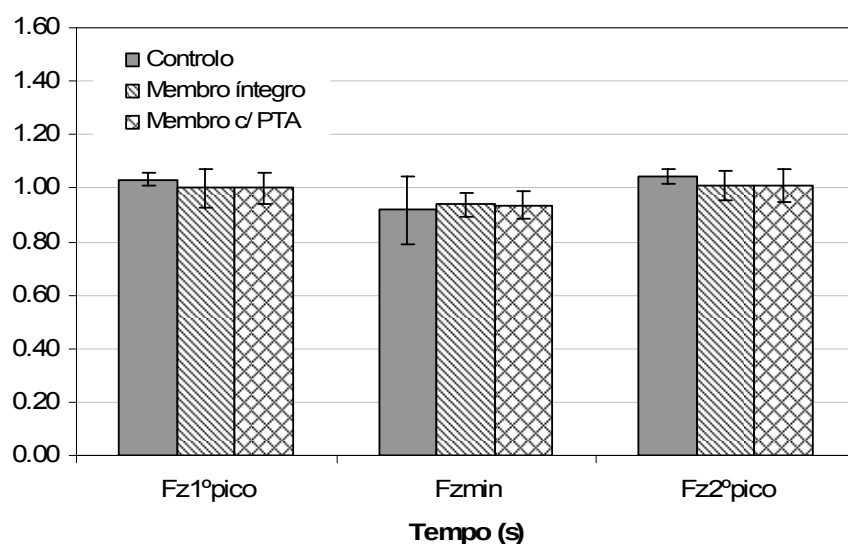


Figura 43: Médias e desvios-padrão dos valores normalizados das forças Fz, num dado instante, para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

No Quadro 27 são apresentados os valores de prova (p) para a comparação dos valores da força F_z (normalizados) entre os diferentes grupos, e num dado instante.

Para o nível de significância utilizado, existem diferenças estatisticamente significativas entre os valores médios de F_z obtidos para o grupo de controlo e o grupo membro íntegro ($p=0.007$; 0.001), bem como para o grupo de controlo e grupo membro com PTA ($p=0.001$; 0.004), nos instantes correspondentes aos 1º e 2º picos da curva F_z , respectivamente.

Quadro 27: Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores normalizados da força F_z num dado instante.

Tempo	Valor de prova (p)		
	Controlo / Membro íntegro	Controlo / Membro com PTA	Membro íntegro / Membro com PTA
1º Pico	0.007	0.001	0.949
Mínimo	0.424	0.441	0.967
2º Pico	0.001	0.004	0.909

5.3 Análise da distribuição da pressão plantar

5.3.1 Análise da distribuição da pressão nas quatro áreas de apoio plantar

O estudo dinamométrico permite avaliar a pressão plantar em áreas distintas da abóbada plantar. No presente estudo optou-se por dividir a abóbada plantar nas seguintes áreas: antepé (antepé), médio-pé interno (medpé interno), médio-pé externo (medpé externo) e retropé (retropé). Os resultados deste estudo foram obtidos através do programa PEDAR.

As pressões plantares neste estudo foram normalizadas ao peso corporal e à área da palmilha (155.42 cm²). Os resultados a seguir apresentados foram obtidos com base na curva de Fy, para os instantes tFyini (início da fase de apoio), tFymin (valor mínimo de Fy), tFyapm (apoio médio), tFymax (valor máximo de Fy) e tFyfin (fim da fase de apoio) e constam nos Quadros e Figuras seguintes.

Os resultados obtidos a partir dos dados recolhidos das palmilhas transdutoras de pressão plantar, nas quatro áreas de apoio da superfície plantar e para o instante tFyini (início da fase de apoio), podem ser observados no Quadro 28.

Quadro 28: Médias e desvios-padrão dos valores normalizados das pressões plantares no antepé, médio-pé interno, médio-pé externo e retro-pé em tFyini (início da fase de apoio) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

Pressão plantar	Controlo	Membro íntegro	Membro c/ PTA
Pmáx antepé	0.912 ± 0.906	0.665 ± 0.373	0.508 ± 0.116
Pmin antepé	0.621 ± 0.676	0.394 ± 0.104	0.421 ± 0.091
Pmédia antepé	0.748 ± 0.810	0.531 ± 0.229	0.461 ± 0.076
Pmáx medpé interno	0.602 ± 0.159	1.324 ± 0.800	0.406 ± 0.005
Pmin medpé interno	0.551 ± 0.188	0.835 ± 0.674	0.406 ± 0.005
Pmédia medpé interno	0.559 ± 0.181	1.115 ± 0.741	0.406 ± 0.005
Pmáx medpé externo	0.809 ± 0.995	0.938 ± 0.753	0.478 ± 0.095
Pmin medpé externo	0.638 ± 0.785	0.496 ± 0.272	0.478 ± 0.095
Pmédia medpé externo	0.682 ± 0.834	0.726 ± 0.558	0.478 ± 0.095
Pmáx retropé	1.442 ± 0.811	0.696 ± 0.708	1.194 ± 0.954
Pmin retropé	0.532 ± 0.221	0.238 ± 0.188	0.672 ± 0.960
Pmédia retropé	0.997 ± 0.492	0.457 ± 0.425	0.933 ± 0.923

Para o início da fase de apoio, os maiores valores da pressão média plantar registaram-se para o grupo de controlo ou membro íntegro, na totalidade das secções da base de apoio. Relativamente à pressão plantar máxima observada, esta foi obtida com o grupo de controlo e para o retro-pé.

A representação gráfica das pressões plantares para os três grupos objecto de estudo, no antepé e médio-pé interno encontra-se na Figura 44, sendo que na Figura 45 se mostram os resultados para o médio-pé externo e retro-pé.

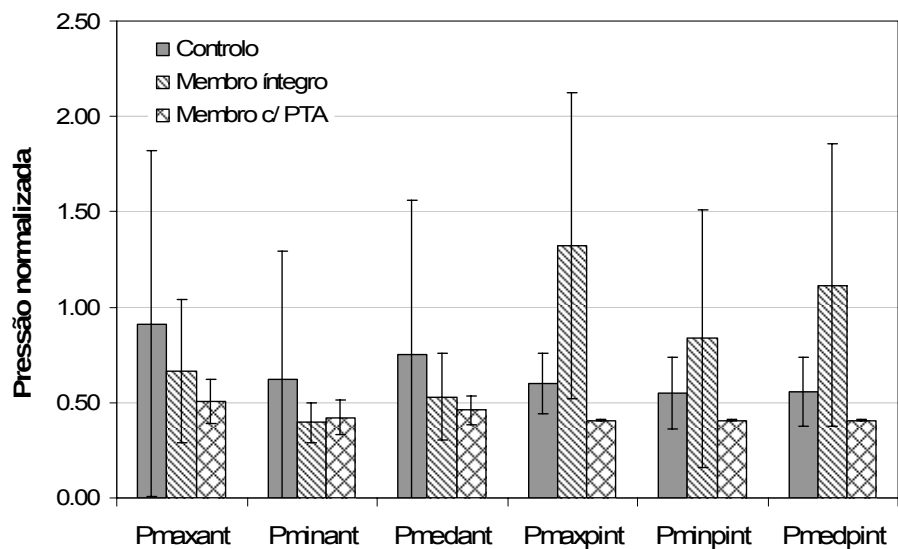


Figura 44: Médias e desvios-padrão dos valores normalizados das pressões plantares no antepé e médio-pé interno em tFyini (início da fase de apoio) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

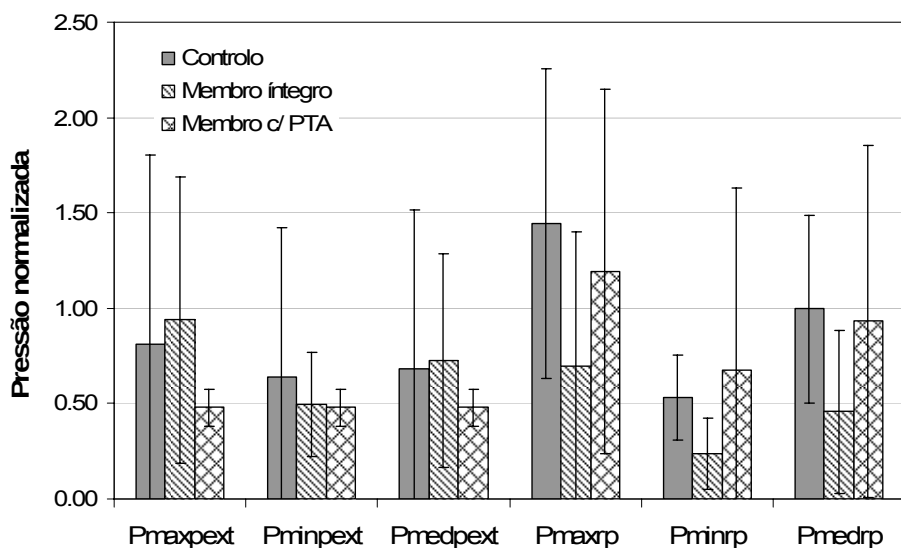


Figura 45: Médias e desvios-padrão dos valores normalizados das pressões plantares no médio-pé externo e retro-pé em tFyini (início da fase de apoio) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

Os valores de prova (p) para a comparação das médias dos valores normalizados das pressões plantares, nas quatro áreas de apoio e para os três grupos considerados são apresentados no Quadro 29, para o instante tFyini. Para o início da fase de apoio (tFyini), somente entre o grupo de controlo e o grupo membro íntegro, são perceptíveis diferenças estatisticamente significativas, para as pressões plantares mínima e média no retro-pé.

Quadro 29: Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores normalizados das pressões plantares no antepé, médio-pé interno, médio-pé externo e retro-pé em tFyini (início da fase de apoio).

Pressão plantar	Valor de prova (p)		
	Controlo / Membro íntegro	Controlo / Membro c/ PTA	Membro íntegro / Membro c/ PTA
P _{máx} antepé	0.706	0.166	0.136
P _{min} antepé	0.554	0.257	0.332
P _{média} antepé	0.681	0.218	0.180
P _{máx} medpé interno	0.091	0.598	0.132
P _{min} medpé interno	0.214	0.660	0.224
P _{média} medpé interno	0.116	0.650	0.157
P _{máx} medpé externo	0.865	0.157	0.143
P _{min} medpé externo	0.481	0.196	0.310
P _{média} medpé externo	0.767	0.181	0.191
P _{máx} retropé	0.056	0.068	0.920
P _{min} retropé	0.005	0.895	0.273
P _{média} retropé	0.018	0.221	0.615

Para o instante tFymin (valor mínimo de Fy), os resultados das pressões plantares no antepé, médio-pé interno, médio-pé externo e retro-pé, encontram-se registados no Quadro 30. Nas Figuras 46 e 47 pode observar-se a distribuição das médias das pressões plantares para o instante referido do ciclo de marcha para os grupos controlo, membro íntegro e membro com PTA.

Quadro 30: Médias e desvios-padrão dos valores normalizados das pressões plantares no antepé, médio-pé interno, médio-pé externo e retro-pé em tFymin (valor mínimo de Fy) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

Pressão plantar	Controlo	Membro íntegro	Membro c/ PTA
Pmáx antepé	1.121 ± 0.594	1.263 ± 0.812	1.063 ± 0.574
Pmin antepé	0.450 ± 0.116	0.391 ± 0.129	0.397 ± 0.126
Pmédia antepé	0.742 ± 0.310	0.796 ± 0.450	0.678 ± 0.232
Pmáx medpé interno	1.046 ± 0.697	0.770 ± 0.482	0.848 ± 0.441
Pmin medpé interno	0.608 ± 0.215	0.460 ± 0.432	0.500 ± 0.289
Pmédia medpé interno	0.841 ± 0.458	0.623 ± 0.451	0.686 ± 0.364
Pmáx medpé externo	0.962 ± 0.527	0.873 ± 0.692	0.791 ± 0.317
Pmin medpé externo	0.506 ± 0.229	0.414 ± 0.189	0.426 ± 0.112
Pmédia medpé externo	0.693 ± 0.283	0.666 ± 0.549	0.557 ± 0.178
Pmáx retropé	3.388 ± 1.511	2.437 ± 1.585	2.783 ± 1.343
Pmin retropé	0.573 ± 0.304	0.468 ± 0.346	0.456 ± 0.158
Pmédia retropé	2.010 ± 0.813	1.449 ± 0.809	1.649 ± 0.646

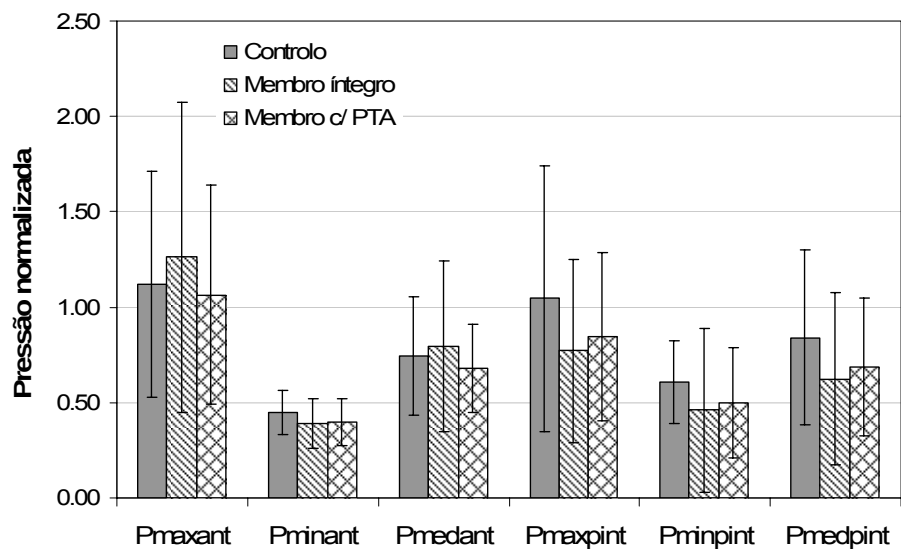


Figura 46: Médias e desvios-padrão dos valores normalizados das pressões plantares no antepé e médio-pé interno em tFymin (valor mínimo de Fy) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

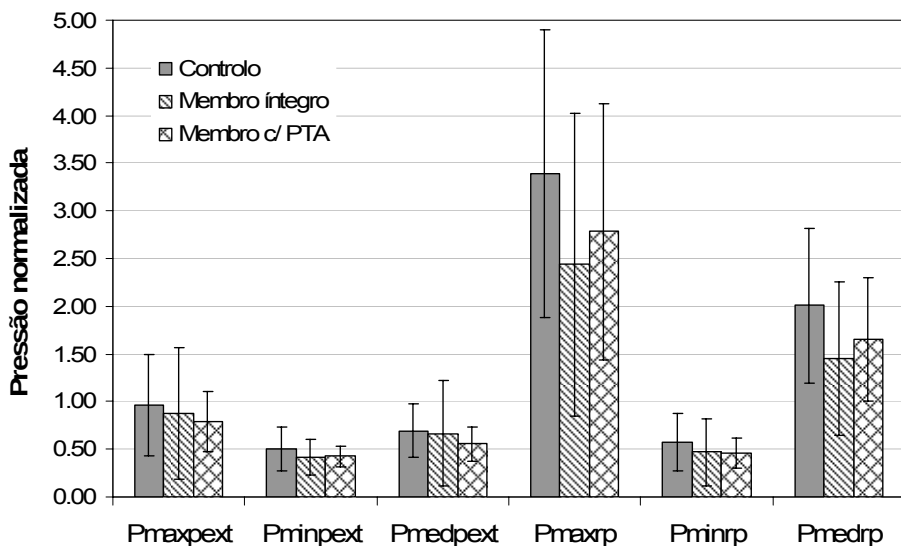


Figura 47: Médias e desvios-padrão dos valores normalizados das pressões plantares no médio-pé externo e retro-pé em tFymin (valor mínimo de Fy) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

Para o tempo tFymin, valor mínimo de Fy, entre o grupo de controlo e o grupo membro íntegro, existem diferenças estatisticamente significativas ($p < 0.05$), para as pressões plantares máxima (0.027) e média no retro-pé (0.017) (Quadro 31). Relativamente à comparação entre o grupo de controlo e o grupo membro com PTA, as diferenças estatisticamente significativas verificaram-se para a pressão plantar mínima no antepé e as pressões máxima, mínima e média no retro-pé.

Quadro 31: Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores normalizados das pressões plantares no antepé, médio-pé interno, médio-pé externo e retro-pé em tFymin (valor mínimo de Fy).

Pressão plantar	Valor de prova (p)		
	Controlo / Membro íntegro	Controlo / Membro c/ PTA	Membro íntegro / Membro c/ PTA
Pmáx antepé	0.855	0.133	0.185
Pmin antepé	0.209	0.029	0.385
Pmédia antepé	0.961	0.067	0.161
Pmáx medpé interno	0.768	0.891	0.660
Pmin medpé interno	0.711	0.905	0.677
Pmédia medpé interno	0.751	0.898	0.673
Pmáx medpé externo	0.852	0.113	0.228
Pmin medpé externo	0.568	0.106	0.284
Pmédia medpé externo	0.994	0.077	0.172
Pmáx retopé	0.027	0.020	0.910
Pmin retopé	0.227	0.017	0.353
Pmédia retopé	0.017	0.012	0.882

No Quadro 32 podem ser observados os resultados das pressões plantares no antepé, médio-pé interno, médio-pé externo e retro-pé, para o instante tFyapm ($F_y=0$). Nas Figuras 48 e 49 é apresentada a distribuição das médias das pressões plantares em tFyapm para os grupos controlo, membro íntegro e membro com PTA.

Quadro 32: Médias e desvios-padrão dos valores normalizados das pressões plantares no antepé, médio-pé interno, médio-pé externo e retro-pé no momento tFyapm (apoio médio) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

Pressão plantar	Controlo	Membro íntegro	Membro c/ PTA
Pmáx antepé	2.112 ± 1.507	1.987 ± 1.369	2.106 ± 1.690
Pmin antepé	0.401 ± 0.148	0.404 ± 0.154	0.428 ± 0.154
Pmédia antepé	1.108 ± 0.657	1.006 ± 0.337	1.138 ± 0.773
Pmáx medpé interno	0.412 ± 0.835	1.163 ± 0.544	1.024 ± 0.813
Pmin medpé interno	0.194 ± 0.343	0.494 ± 0.340	0.439 ± 0.223
Pmédia medpé interno	0.301 ± 0.573	0.833 ± 0.415	0.721 ± 0.529
Pmáx medpé externo	0.978 ± 0.948	1.188 ± 0.656	1.033 ± 0.575
Pmin medpé externo	0.356 ± 0.248	0.431 ± 0.204	0.427 ± 0.127
Pmédia medpé externo	0.645 ± 0.534	0.774 ± 0.434	0.667 ± 0.286
Pmáx retropé	2.564 ± 1.729	2.348 ± 1.247	3.010 ± 1.607
Pmin retropé	0.469 ± 0.246	0.414 ± 0.166	0.417 ± 0.149
Pmédia retropé	1.520 ± 0.938	1.428 ± 0.674	1.847 ± 0.845

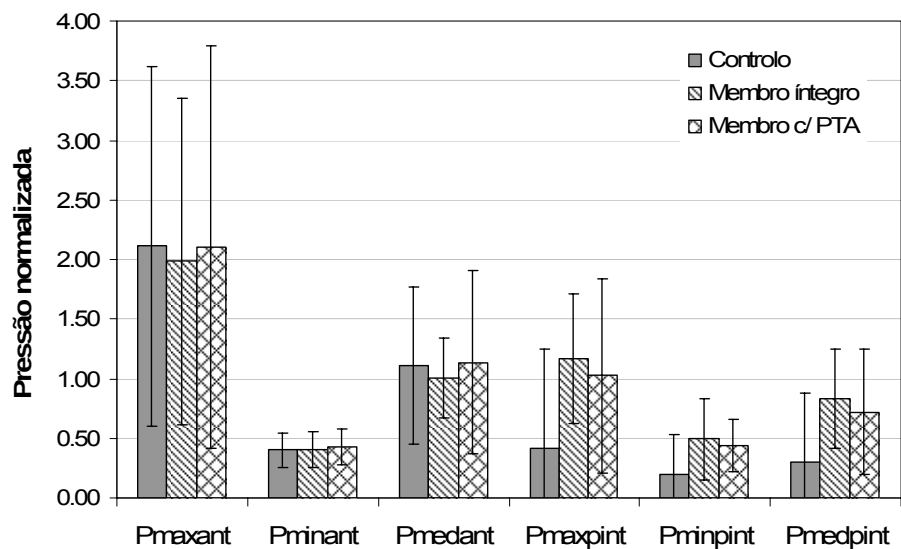


Figura 48: Médias e desvios-padrão dos valores normalizados das pressões plantares no antepé e médio-pé interno em tFyapm (apoio médio, $F_y=0$) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

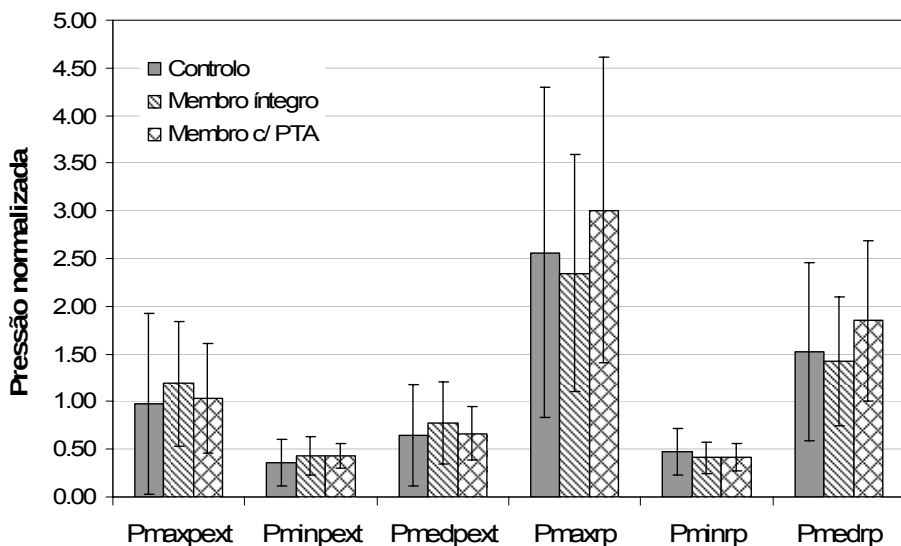


Figura 49: Médias e desvios-padrão dos valores normalizados das pressões plantares no médio-pé externo e retro-pé em tFyapm (apoio médio, $F_y=0$) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

No instante tFyapm ($F_y=0$) como mostram os resultados do Quadro 33, verificaram-se com uma probabilidade de 95% diferenças estatisticamente significativas para as pressões plantares máxima, mínima e média no médio-pé interno e para as pressões plantares mínima no retropé entre o grupo de controlo e o grupo membro íntegro. Para o grupo de controlo e o grupo membro com PTA, as diferenças estatisticamente significativas verificaram-se para a pressão plantar média no médio-pé externo e para a pressão plantar mínima no retro-pé.

Quadro 33: Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores normalizados das pressões plantares no antepé, médio-pé interno, médio-pé externo e retro-pé em tFyapm (apoio médio, $F_y=0$).

Pressão plantar	Valor de prova (p)		
	Controlo / Membro íntegro	Controlo / Membro c/ PTA	Membro íntegro / Membro c/ PTA
Pmáx antepé	0.568	0.241	0.563
Pmin antepé	0.772	0.154	0.351
Pmédia antepé	0.302	0.233	0.712
Pmáx medpé interno	0.016	0.214	0.300
Pmin medpé interno	0.039	0.258	0.316
Pmédia medpé interno	0.016	0.230	0.264
Pmáx medpé externo	0.743	0.072	0.124
Pmin medpé externo	0.650	0.073	0.245
Pmédia medpé externo	0.663	0.031	0.104
Pmáx retropé	0.070	0.180	0.774
Pmin retropé	0.013	0.001	0.376
Pmédia retropé	0.070	0.211	0.730

O Quadro 34 mostra os resultados obtidos para as pressões plantares no antepé, médio-pé interno, médio-pé externo e retro-pé, no instante tFymax (valor máximo de Fy). A correspondente representação gráfica é apresentada nas Figuras 50 e 51.

Quadro 34: Médias e desvios-padrão dos valores normalizados das pressões plantares no antepé, médio-pé interno, médio-pé externo e retro-pé no momento tFymax para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

Pressão plantar	Controlo	Membro íntegro	Membro c/ PTA
Pmáx antepé	4.625 ± 1.529	4.245 ± 2.150	4.281 ± 2.581
Pmin antepé	0.452 ± 0.113	0.407 ± 0.106	0.383 ± 0.088
Pmédia antepé	1.967 ± 0.489	1.722 ± 0.561	1.805 ± 0.774
Pmáx medpé interno	1.097 ± 0.990	1.416 ± 0.911	0.896 ± 0.409
Pmin medpé interno	0.493 ± 0.186	0.676 ± 0.549	0.432 ± 0.151
Pmédia medpé interno	0.737 ± 0.361	1.136 ± 0.591	0.646 ± 0.293
Pmáx medpé externo	1.075 ± 0.545	1.119 ± 0.600	0.848 ± 0.606
Pmin medpé externo	0.414 ± 0.106	0.490 ± 0.256	0.433 ± 0.141
Pmédia medpé externo	0.685 ± 0.250	0.759 ± 0.386	0.660 ± 0.328
Pmáx retropé	0.917 ± 0.556	0.965 ± 0.716	1.231 ± 0.800
Pmin retropé	0.459 ± 0.167	0.354 ± 0.091	0.439 ± 0.125
Pmédia retropé	0.670 ± 0.351	0.652 ± 0.395	0.859 ± 0.401

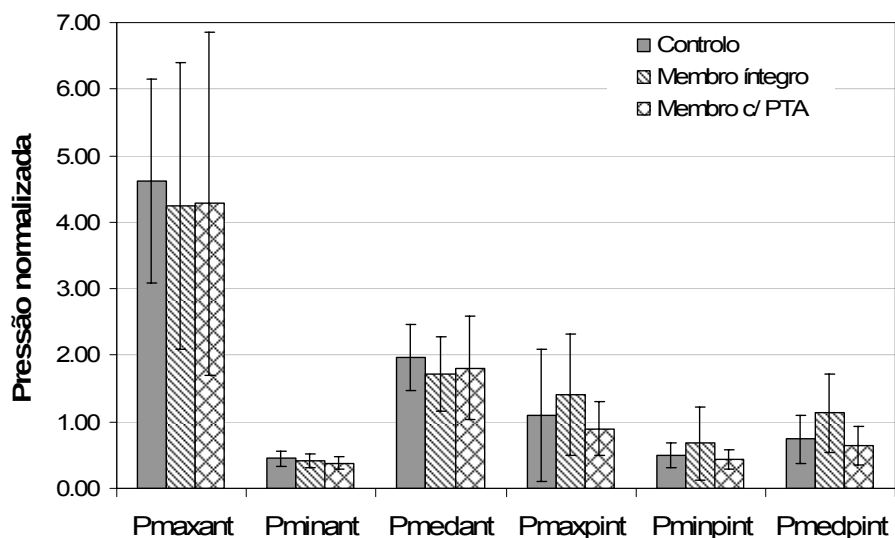


Figura 50: Médias e desvios-padrão dos valores normalizados das pressões plantares no antepé e médio-pé interno em tFymax (valor máximo de Fy) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

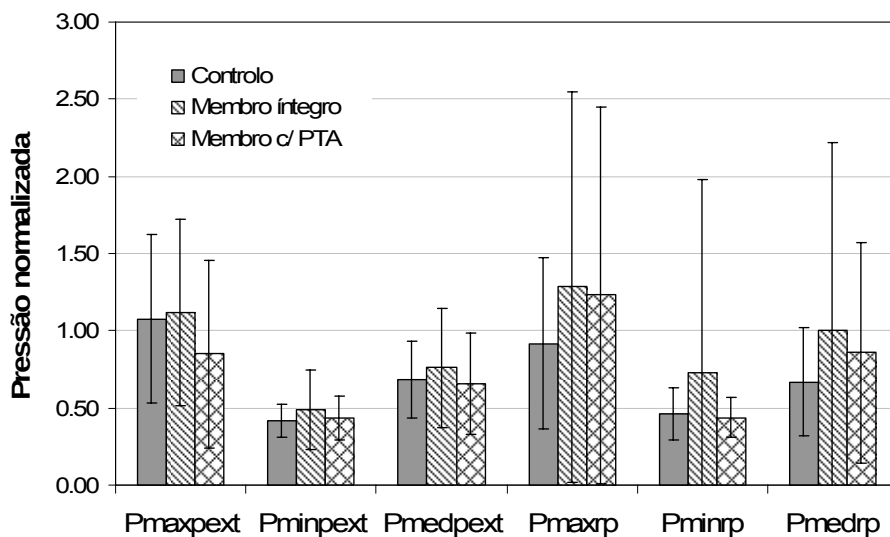


Figura 51: Médias e desvios-padrão dos valores normalizados das pressões plantares no médio-pé externo e retro-pé em tFymax (valor máximo de Fy) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

No instante correspondente ao valor máximo da componente ântero posterior da força de reacção do solo (tFymax), as pressões plantares máxima, mínima e média no médio-pé interno, e mínima no médio-pé externo exibem diferenças estatisticamente significativas, entre o grupo de controlo e o grupo membro íntegro. Para o grupo de controlo e o grupo membro com PTA, o Quadro 35 mostra diferenças estatisticamente significativas para as pressões plantares no antepé. Valores de $p < 0.05$ mostram também diferenças significativas, entre o grupo membro íntegro e o grupo membro com PTA, para o antepé (pressão mínima), o médio-pé interno (pressão máxima, mínima e média) e o médio-pé-externo (pressão máxima).

Quadro 35: Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores normalizados das pressões plantares no antepé, médio-pé interno, médio-pé externo e retro-pé em tFymax (valor máximo de Fy).

Pressão plantar	Valor de prova (p)		
	Controlo / Membro íntegro	Controlo / Membro c/ PTA	Membro íntegro / Membro c/ PTA
Pmáx antepé	0.430	0.044	0.314
Pmin antepé	0.180	0.004	0.031
Pmédia antepé	0.106	0.013	0.315
Pmáx medpé interno	0.002	0.509	0.005
Pmin medpé interno	0.002	0.428	0.005
Pmédia medpé interno	0.002	0.447	0.005
Pmáx medpé externo	0.104	0.400	0.031
Pmin medpé externo	0.024	0.951	0.059
Pmédia medpé externo	0.500	0.749	0.059
Pmáx retropé	0.680	0.543	0.487
Pmin retropé	0.974	0.515	0.828
Pmédia retropé	0.831	0.615	0.652

Para o instante tFyfin (fim da fase de apoio), os resultados das pressões plantares no antepé, médio-pé interno, médio-pé externo e retro-pé, encontram-se registados no Quadro 36. A representação gráfica das pressões plantares para os três grupos objecto de estudo, no antepé e médio-pé interno encontra-se na Figura 52, sendo que na Figura 53 se mostram os resultados para o médio-pé externo e retro-pé.

Quadro 36: Médias e desvios-padrão dos valores normalizados das pressões plantares no antepé, médio-pé interno, médio-pé externo e retro-pé no momento tFyfin (fim da fase de apoio) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

Pressão plantar	Controlo	Membro íntegro	Membro c/ PTA
Pmáx antepé	1.316 ± 1.021	0.958 ± 0.607	0.957 ± 0.475
Pmin antepé	0.486 ± 0.322	0.398 ± 0.152	0.440 ± 0.144
Pmédia antepé	0.771 ± 0.505	0.612 ± 0.293	0.597 ± 0.203
Pmáx medpé interno	0.548 ± 0.189	0.875 ± 0.599	0.548 ± 0.160
Pmin medpé interno	0.497 ± 0.196	0.515 ± 0.246	0.369 ± 0.032
Pmédia medpé interno	0.508 ± 0.190	0.691 ± 0.437	0.419 ± 0.050
Pmáx medpé externo	0.623 ± 0.231	0.535 ± 0.371	0.579 ± 0.169
Pmin medpé externo	0.448 ± 0.128	0.377 ± 0.123	0.408 ± 0.098
Pmédia medpé externo	0.502 ± 0.137	0.447 ± 0.228	0.446 ± 0.079
Pmáx retropé	0.778 ± 0.376	0.587 ± 0.223	0.796 ± 0.435
Pmin retropé	0.462 ± 0.163	0.369 ± 0.099	0.563 ± 0.495
Pmédia retropé	0.620 ± 0.245	0.467 ± 0.171	0.641 ± 0.468

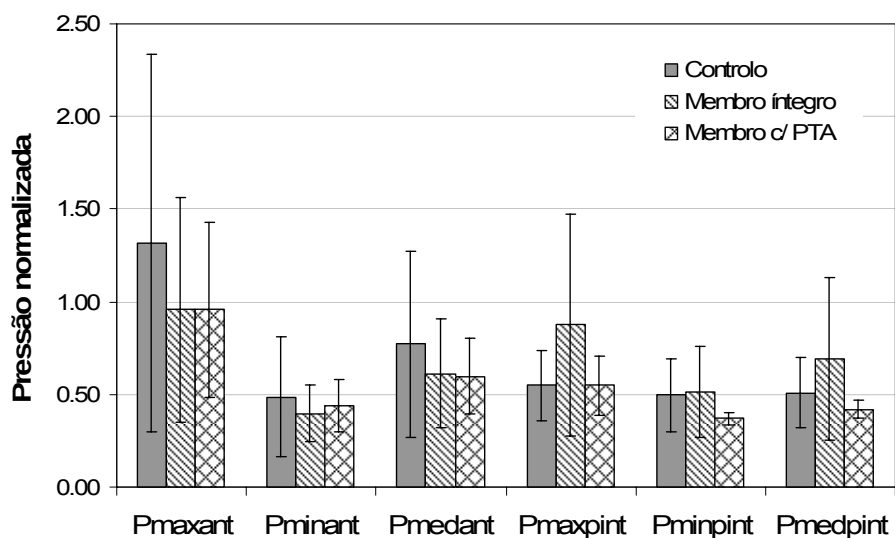


Figura 52: Médias e desvios-padrão dos valores normalizados das pressões plantares no antepé e médio-pé interno em tFyfin (fim da fase de apoio) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

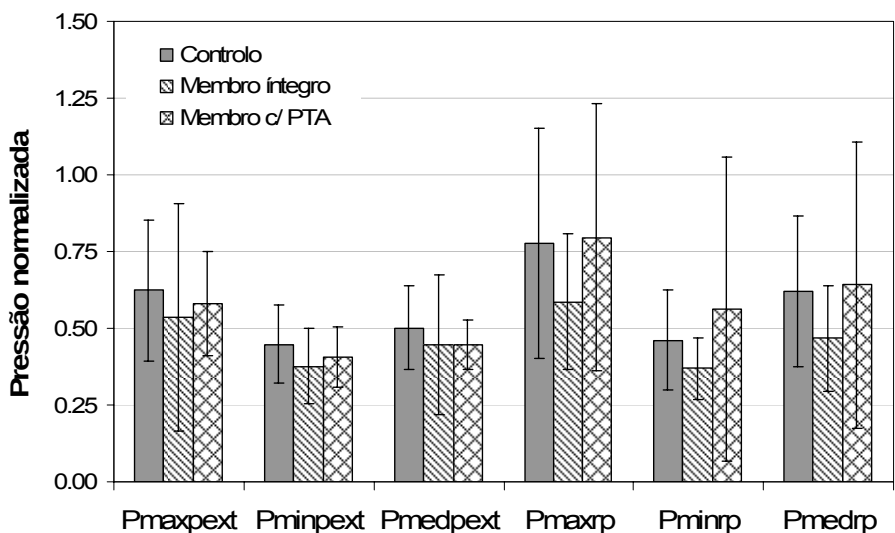


Figura 53: Médias e desvios-padrão dos valores normalizados das pressões plantares no médio-pé externo e retro-pé em tFyfin (fim da fase de apoio) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

Da observação do Quadro 37, no instante relativo ao fim da fase de apoio (tFyfin), entre o grupo de controlo e o grupo membro íntegro é possível observar diferenças estatisticamente significativas ($p < 0.05$), para as pressões plantares máxima (0.031; 0.034), mínima (0.035; 0.033) e média (0.029; 0.027) no antepé e retropé, respectivamente. Entre o grupo de controlo e o grupo membro com PTA, de referir diferenças estatisticamente significativas para a pressão plantar máxima e média no retro-pé e antepé.

Quadro 37: Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores normalizados das pressões plantares no antepé, médio-pé interno, médio-pé externo e retro-pé em tFyfin (fim da fase de apoio).

Pressão plantar	Valor de prova (p)		
	Controlo / Membro íntegro	Controlo / Membro c/ PTA	Membro íntegro / Membro c/ PTA
Pmáx antepé	0.031	0.018	0.839
Pmin antepé	0.035	0.057	0.746
Pmédia antepé	0.029	0.012	0.715
Pmáx medpé interno	0.177	0.500	0.487
Pmin medpé interno	0.389	0.726	0.619
Pmédia medpé interno	0.236	0.641	0.487
Pmáx medpé externo	0.430	0.137	0.543
Pmin medpé externo	0.367	0.115	0.497
Pmédia medpé externo	0.457	0.102	0.419
Pmáx retropé	0.034	0.036	0.914
Pmin retropé	0.033	0.102	0.903
Pmédia retropé	0.027	0.036	0.936

5.4 Análise cinemática – estudo dos ângulos articulares durante o ciclo de marcha através do registo de imagem em vídeo

5.4.1 Estudo da variável média dos ângulos articulares no ciclo de marcha

Seguidamente procedeu-se ao estudo das amplitudes articulares, flexão/extensão em graus (°) nas articulações da anca, joelho e tornozelo durante o ciclo de marcha, sendo apresentados os resultados nos quadros e figuras seguintes. As variáveis em análise representam as amplitudes articulares obtidas entre os segmentos corporais tronco, coxa, perna, pé e solo para diferentes instantes do ciclo de marcha.

Os valores médios dos ângulos articulares e respectivos desvios-padrão, para o tempo tFyini encontram-se apresentados no Quadro 38. A representação gráfica dos resultados experimentais é ilustrada pela Figura 54.

Quadro 38: Médias e desvios-padrão dos valores dos ângulos, em graus, (tronco/coxa, coxa/perna, perna/pé, pé/solo) no instante tFyini (início da fase de apoio) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

Grupo	Ang.tronco/coxa	Ang.coxa/perna	Ang.perna/pé	Ang.pé/solo
Controlo	165.7 ± 8.1	171.2 ± 5.6	103.6 ± 8.1	14.3 ± 3.2
Membro íntegro	169.1 ± 6.4	173.8 ± 4.0	102.5 ± 4.3	13.6 ± 3.7
Membro c/ PTA	167.1 ± 6.8	168.4 ± 6.1	99.3 ± 5.5	11.0 ± 4.5

De salientar que para o tempo tFyini, o valor médio obtido para o ângulo coxa/perna (joelho) no grupo membro com PTA é ligeiramente inferior ao registado para o grupo membro íntegro. Esta relação mantém-se válida para o

ângulo tronco/coxa, o que evidência uma dependência entre os dois ângulos articulares.

Relativamente ao ângulo articular pé/solo, os valores médios obtidos evidenciam uma diminuição do grupo de controlo para o grupo membro com PTA, variando de 14.3° para 11.0°.

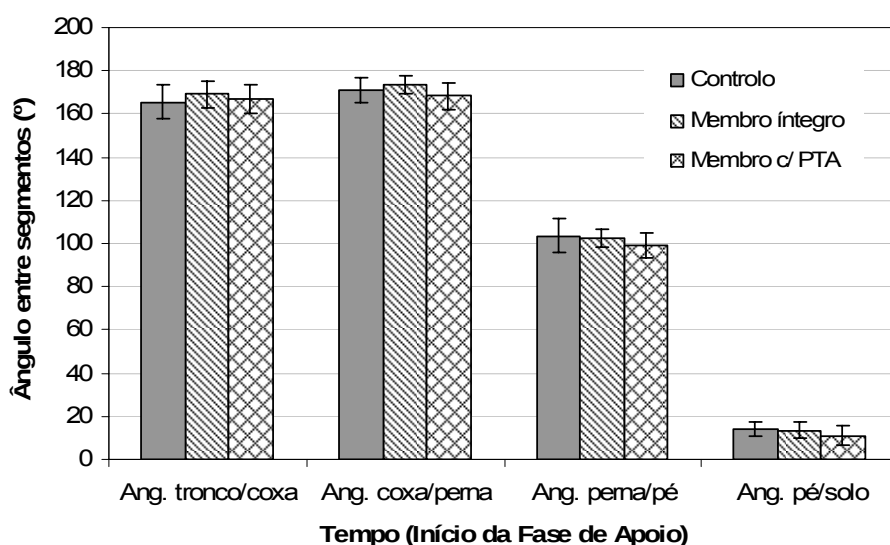


Figura 54: Médias e desvios-padrão dos valores dos ângulos (tronco/coxa, coxa/perna, perna/pé) no instante tFyini (início da fase de apoio) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

Após a análise aos valores de prova obtidos (Quadro 39), verificou-se existirem diferenças estatisticamente significativas em diversas situações. Refira-se para o tempo tFyini o ângulo coxa/perna entre o grupo controlo e o grupo membro íntegro ($p=0.038$), e entre o grupo membro íntegro e membro com PTA ($p=0.001$). Também se registaram diferenças significativas para os ângulos perna/pé e pé/solo entre o grupo de controlo e o grupo membro com PTA, bem como para o ângulo perna/pé entre os grupos dos indivíduos sujeitos a PTA.

Quadro 39: Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores dos ângulos (tronco/coxa, coxa/perna, perna/pé) no instante tFyini (início da fase de apoio).

Ângulo	Valor de prova (p)		
	Controlo / Membro íntegro	Controlo / Membro com PTA	Membro íntegro / Membro com PTA
Ângulo tronco/coxa	0.063	0.458	0.233
Ângulo coxa/perna	0.038	0.063	0.001
Ângulo perna/pé	0.525	0.016	0.013
Ângulo pé/solo	0.409	0.006	0.068

No Quadro 40 apresentam-se os valores médios dos ângulos articulares e respectivos desvios-padrão para o tempo tFymin, sendo a correspondente representação gráfica mostrada na Figuras 55.

Quadro 40: Médias e desvios-padrão dos valores dos ângulos, em graus, (tronco/coxa, coxa/perna, perna/pé) no instante tFymin para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

Grupo	Ang. tronco/coxa	Ang. coxa/perna	Ang. perna/pé
Controlo	167.7 ± 8.1	165.4 ± 6.8	106.0 ± 7.3
Membro íntegro	171.5 ± 5.7	169.3 ± 5.7	105.5 ± 4.5
Membro c/ PTA	170.9 ± 6.3	164.3 ± 7.6	101.9 ± 4.8

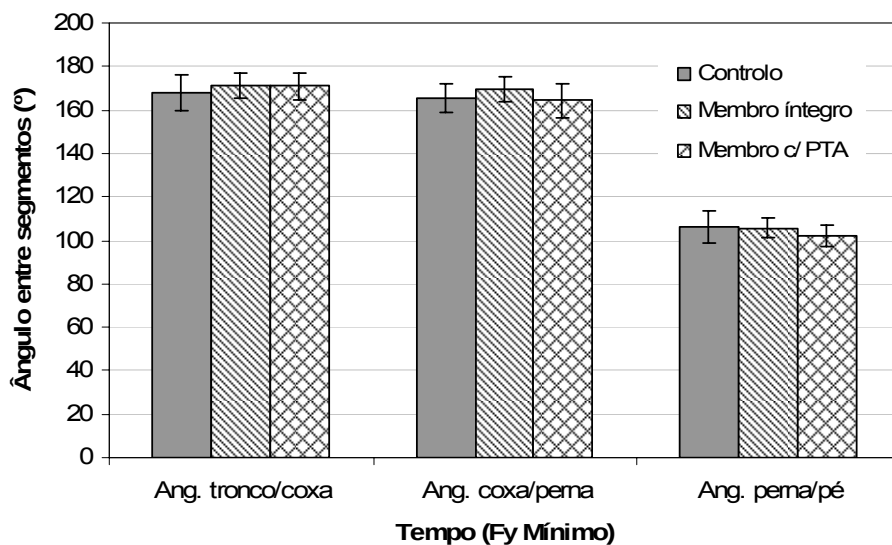


Figura 55: Médias e desvios-padrão dos valores dos ângulos (tronco/coxa, coxa/perna, perna/pé) no instante tFymin (valor mínimo de Fy) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

Da observação dos valores de prova obtidos (Quadro 41), verificou-se existirem diferenças estatisticamente significativas para os ângulos tronco/coxa e coxa/perna entre o grupo controlo e o grupo membro íntegro, $p=0.036$ e 0.013 , respectivamente. Entre o grupo membro íntegro e membro com PTA, as diferenças significativas ocorreram para os ângulos coxa/perna e perna/pé ($p<0.05$).

Quadro 41: Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores dos ângulos (tronco/coxa, coxa/perna, perna/pé) no instante tFymin (valor mínimo de Fy).

Ângulo	Valor de prova (p)		
	Controlo / Membro íntegro	Controlo / Membro com PTA	Membro íntegro / Membro com PTA
Ângulo tronco/coxa	0.036	0.091	0.686
Ângulo coxa/perna	0.013	0.567	0.005
Ângulo perna/pé	0.741	0.010	0.004

Para o instante tFyapm, os valores médios dos ângulos articulares e desvios-padrão e a representação gráfica dos resultados experimentais podem ser visualizados no Quadro 42 e na Figura 56, respectivamente.

Quadro 42: Médias e desvios-padrão dos valores dos ângulos, em graus, (tronco/coxa, coxa/perna, perna/pé) no instante tFyapm (apoio médio, Fy=0) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

Grupo	Ang. tronco/coxa	Ang. coxa/perna	Ang. perna/pé
Controlo	173.8 ± 6.4	168.7 ± 4.8	99.4 ± 5.1
Membro íntegro	174.6 ± 4.7	170.5 ± 4.4	100.7 ± 4.1
Membro c/ PTA	174.4 ± 3.8	167.1 ± 7.7	96.8 ± 5.1

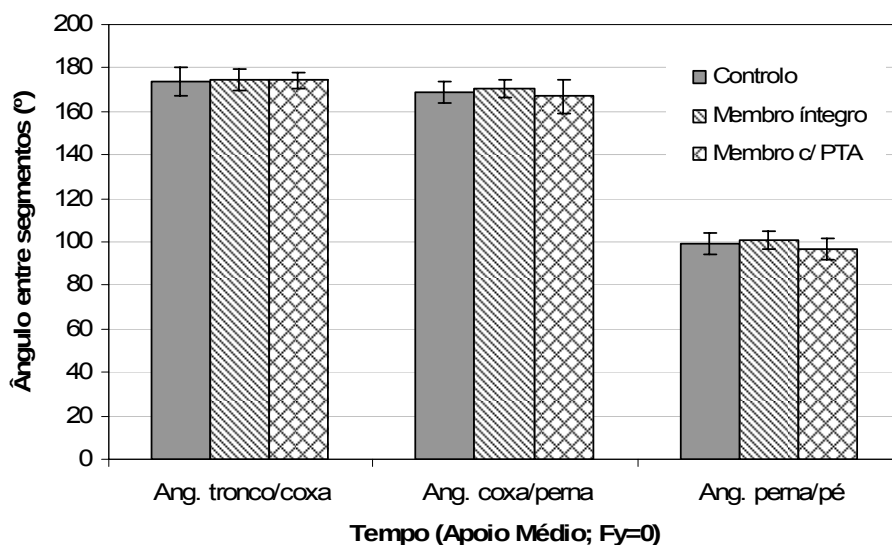


Figura 56: Médias e desvios-padrão dos valores dos ângulos (tronco/coxa, coxa/perna, perna/pé) no instante tFyapm (apoio médio, $F_y=0$) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

Para o tempo tFyapm, apoio médio, verificaram-se diferenças estatisticamente significativas para os ângulos articulares coxa/perna e perna/pé, entre o grupo membro íntegro e o grupo membro com PTA (Quadro 43). O valor de prova de 0.042 para o ângulo perna/pé, entre o grupo de controlo e o grupo membro com PTA, reflecte uma vez mais diferenças significativas.

Quadro 43: Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores dos ângulos (tronco/coxa, coxa/perna, perna/pé) no instante tFyapm (apoio médio, $F_y=0$).

Ângulo	Valor de prova (p)		
	Controlo / Membro íntegro	Controlo / Membro com PTA	Membro íntegro / Membro com PTA
Ângulo tronco/coxa	0.554	0.659	0.821
Ângulo coxa/perna	0.141	0.309	0.046
Ângulo perna/pé	0.277	0.042	0.002

No Quadro 44 são apresentados para tFymax os valores médios dos ângulos articulares e respectivos desvios-padrão. A representação gráfica destes resultados pode ser observada na Figura 57.

Quadro 44: Médias e desvios-padrão dos valores dos ângulos, em graus, (tronco/coxa, coxa/perna, perna/pé) no instante tFymax para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

Grupo	Ang. tronco/coxa	Ang. coxa/perna	Ang. perna/pé
Controlo	174.3 ± 3.4	162.0 ± 4.9	88.7 ± 5.2
Membro íntegro	175.7 ± 4.1	160.8 ± 5.7	88.5 ± 5.6
Membro c/ PTA	174.6 ± 3.5	160.1 ± 8.7	88.3 ± 5.3

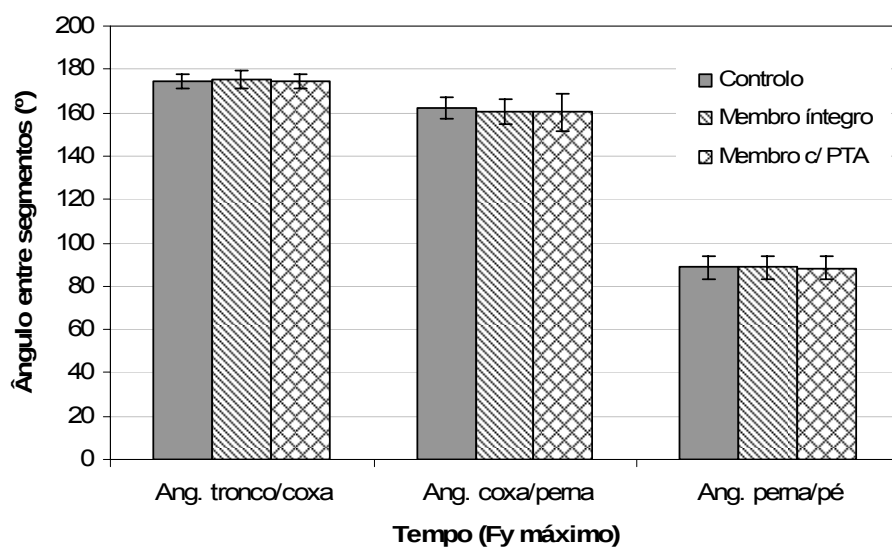


Figura 57: Médias e desvios-padrão dos valores dos ângulos (tronco/coxa, coxa/perna, perna/pé) no instante tFymax (valor máximo de Fy) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

Os valores de prova obtidos no instante tFymax (Quadro 45), mostram que não existem diferenças estatisticamente significativas para nenhuma das comparações efectuadas.

Quadro 45: Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores dos ângulos (tronco/coxa, coxa/perna, perna/pé) no instante tFymax (valor máximo de Fy).

Ângulo	Valor de prova (p)		
	Controlo / Membro íntegro	Controlo / Membro com PTA	Membro íntegro / Membro com PTA
Ângulo tronco/coxa	0.137	0.686	0.293
Ângulo coxa/perna	0.375	0.283	0.723
Ângulo perna/pé	0.923	0.748	0.838

Para o fim da fase de apoio (tFyfin), os valores médios dos ângulos articulares e desvios-padrão encontram-se registados no Quadro 46; a Figura 58 mostra a representação gráfica dos resultados experimentais anteriormente referidos.

Quadro 46: Médias e desvios-padrão dos valores dos ângulos, em graus, (tronco/coxa, coxa/perna, perna/pé) no instante tFyfin (fim da fase de apoio) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

Grupo	Ang.tronco/coxa	Ang.coxa/perna	Ang.perna/pé	Ang.pé/solo
Controlo	173.2 ± 4.4	149.0 ± 7.9	95.4 ± 8.6	33.2 ± 6.9
Membro íntegro	175.0 ± 3.6	143.6 ± 8.7	97.9 ± 7.2	36.1 ± 7.2
Membro c/ PTA	174.8 ± 4.7	144.4 ± 8.2	99.0 ± 7.7	34.5 ± 8.3

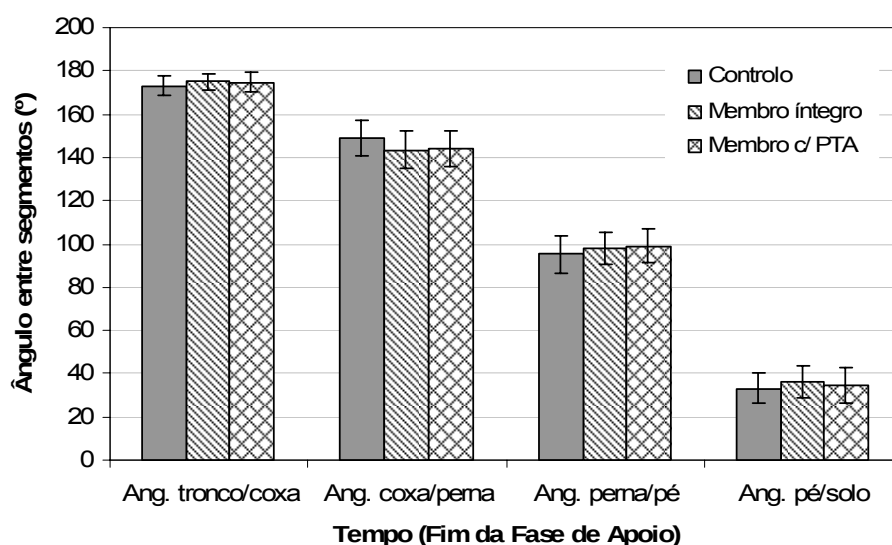


Figura 58: Médias e desvios-padrão dos valores dos ângulos (tronco/coxa, coxa/perna, perna/pé) no instante tFyfin (fim da fase de apoio) para os grupos de controlo, membro íntegro (indivíduos com PTA) e membro com prótese (indivíduos com PTA).

No fim da fase de apoio, os valores de prova que constam do Quadro 47, mostram que as diferenças estatisticamente significativas se reduzem ao ângulo articular coxa/perna, entre o grupo controlo e o grupo membro íntegro, bem como entre o grupo controlo e o grupo com PTA.

Quadro 47: Valor de prova (p) para a comparação das médias dos valores dos ângulos (tronco/coxa, coxa/perna, perna/pé) no instante tFyfin (fim da fase de apoio).

Ângulo	Valor de prova (p)		
	Controlo / Membro íntegro	Controlo / Membro com PTA	Membro íntegro / Membro com PTA
Ângulo tronco/coxa	0.076	0.163	0.838
Ângulo coxa/perna	0.010	0.026	0.694
Ângulo perna/pé	0.220	0.079	0.545
Ângulo pé/solo	0.106	0.507	0.427

Uma análise aos valores do ângulo articular coxa/perna para os grupos membro íntegro e membro com PTA (Quadros 38, 40, 42, 44 e 46), mostram nos instantes tFyini, tFymin e tFyapm, valores superiores para o grupo membro íntegro, sendo que em tFymax e tFyfin os valores são aproximadamente iguais. Para os três primeiros instantes, também se registaram maiores ângulos para o grupo membro íntegro quando comparados com os do grupo de controlo. Contudo, para tFymax e tFyfin os valores dos ângulos para o grupo de controlo superaram os dos restantes grupos.

6. Discussão dos Resultados

6. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Neste capítulo fazemos a análise e discussão dos resultados apresentados.

Nesta secção começamos por analisar os resultados obtidos através da cinemática, relativamente aos tempos de duração da fase de apoio para os indivíduos sem patologia (grupo de controlo) e os indivíduos sujeitos a artroplastia da anca (grupo membro íntegro e grupo membro com PTA).

O grupo de controlo registou um tempo de apoio aproximadamente igual ao que foi observado para qualquer dos membros inferiores dos indivíduos sujeitos a artroplastia da anca (Quadro 4).

Embora haja estudos que referem um decréscimo do tempo de apoio e do tempo do ciclo de marcha em populações onde se observam insuficiências de balanço dos membros, neste trabalho não foi possível estabelecer tal relação (Prince et al., 1997; Mueller et al., 1994). McCrory (2001) também referem que um decréscimo da duração do apoio na marcha em indivíduos com PTA pode ser atribuído a um controlo do balanço dos membros. Os tempos sensivelmente idênticos deste estudo, podem ser um indicador de que a cirurgia permitiu melhorar significativamente a funcionalidade da marcha.

Tendência similar foi observada para a duração das fases I (início da fase de apoio até ao apoio médio) e II (desde o apoio médio até ao fim da fase de apoio), como mostram os resultados do Quadro 4.

Os valores de prova obtidos para as três fases anteriormente referidas ($p > 0.05$), indicam pois que para o tempo dispendido em cada fase não existem diferenças estatisticamente significativas entre o grupo de controlo e cada um dos grupos associados aos indivíduos com PTA, bem como na comparação entre os membros inferiores dos indivíduos com PTA.

A análise da componente ântero-posterior da força de reacção do solo teve por base os valores normalizados do integral de F_y e valor médio de F_y para as quatro sub-fases e as três fases do ciclo de marcha, e ainda os valores mínimo e máximo normalizados de F_y . Baseada nestes períodos de tempo foi também efectuada a análise para as componentes médio-lateral e vertical da FRS.

Relativamente ao mínimo e máximo da componente ântero-posterior não se verificaram diferenças significativas ($p \leq 0.05$), com excepção para F_y máxima entre o grupo de controlo e o grupo membro íntegro (Quadro 25). Como vemos no Quadro 24, os valores mínimos variaram entre 5% e 6% do peso corporal e os valores máximos entre 8% e 10%, sensivelmente metade do valor de 20% apresentado para a força antero-posterior por Amadio (1996) e Adrian e Cooper (1995).

Os valores de prova apresentados nos Quadros 8 e 9, vêm confirmar que o impulso (integral de F_y), não apresenta diferenças estatisticamente significativas, entre os grupos controlo/membro íntegro, controlo/membro com PTA e membro íntegro/membro com PTA.

Para os três grupos considerados, a força F_y média apresenta valores idênticos em cada uma das sub-fases estudadas (Quadro 10). De realçar contudo, o acréscimo registado para a força média das Sub-fases 1 e 2 (2.8 a 3.4% do peso corporal) para as Sub-fases 3 e 4 (4.0 a 5.7% do peso corporal), o que está associado ao facto de a aceleração da marcha ocorrer na Fase II (Sub-fases 3 e 4).

A análise da componente médio-lateral da força de reacção do solo foi efectuada a partir dos valores normalizados do integral de F_x (impulso) e média de F_x para as quatro sub-fases e as três fases definidas no ciclo de marcha, bem como a partir dos valores mínimo (correspondente a F_y mínimo) e máximo (correspondente a F_y máximo) normalizados de F_x .

Para os grupos de controlo, membro íntegro e membro com PTA, o valor

mínimo de Fx apresentou variações, quanto aos valores máximo de Fx foram praticamente constantes e iguais a 0.064 (Quadro 24). Com um grau de confiança de 95%, pode afirmar-se que não existem diferenças estatisticamente significativas nem para os valores mínimo nem para o máximo da componente médio-lateral, nas sub-fases e fases consideradas, entre o grupo de controlo e os grupos relativos aos indivíduos com PTA, bem como entre os grupos membro íntegro e membro com PTA (Quadro 25).

Os valores da força Fx média registaram valores aproximadamente iguais para cada uma das sub-fases e fases definidas para o ciclo de marcha (Quadro 16). Na sub-fase 1 o valor da força média variou no intervalo 1.8% a 2.2% do peso corporal; na sub-fase 2 entre 5.5% e 5.9%; para a sub-fase 3, 6.1% a 6.6%; nova descida na sub-fase 4, variando de 2.4% a 2.7% do peso corporal. Em termos médios, na fase de apoio a força médio-lateral corresponde a sensivelmente 4% do peso corporal. Isto é, valores relativamente baixos que representam forças decorrentes de pequenos movimentos de adaptação do pé ao solo, e que são a resultante de forças negativas (supinação) com forças positivas (pronação). Segundo Amadio (1996), a força médio-lateral apresenta os menores valores relativamente às outras componentes, atingindo no máximo 10% do peso corporal, o que está de acordo com os resultados obtidos.

Para o nível de confiança usado ($\alpha=0.05$) constatou-se que não existem diferenças estatisticamente significativas para a variável integral de Fx (impulso) entre os grupos controlo/membro íntegro, controlo/membro com PTA e membro íntegro/membro com PTA (Quadros 14 e 15). Estes resultados traduzem uma elevada simetria dinamométrica do integral da força médio-lateral da marcha, quer dos indivíduos normais, quer dos indivíduos sujeitos a artroplastia da anca.

A análise da componente vertical da força de reacção do solo foi efectuada a partir dos valores normalizados das forças correspondentes ao primeiro e

segundo picos da curva de Fz, da força no ponto de deflexão entre os picos, e ainda do integral de Fz (impulso) e valor médio de Fz para as quatro sub-fases e as três fases definidas no ciclo de marcha (com base nos pontos notáveis da componente antero-posterior da FRS, Fy).

Neste estudo, em concordância com o referido por Viel (2002) e Amadio e Duarte (1996), para os instantes correspondentes ao 1º e 2º picos da curva de Fz, o valor normalizado da componente vertical da força de reacção do solo apresenta valores superiores à unidade para os grupos de controlo, membro íntegro e membro com PTA.

Da leitura dos Quadros 18 e 19 é possível constatar que alguns dos valores obtidos para Fz foram significativamente diferentes para os indivíduos com PTA quando comparados com o grupo de controlo (indivíduos sem patologia).

A nossa hipótese de que existem diferenças significativas para os picos da força vertical entre os grupos controlo/membro íntegro, controlo/membro com PTA e membro íntegro/membro com PTA, é parcialmente suportada por este estudo. Assim, indivíduos com substituição unilateral da anca exibem uma carga assimétrica nos membros mesmo após a cirurgia. Como registado em estudos anteriores sobre prótese total da anca (McCrory et al., 2001; James et al., 1994; Long et al., 1993), uma carga desigual dos membros foi registada nas curvas da força de reacção do solo. As assimetrias podem ser quantificadas, quando os membros afectado e não afectado dos sujeitos submetidos a PTA, são comparados cada um com o grupo de controlo.

O primeiro e o segundo picos da força vertical foram menores no grupo submetido à artroplastia da anca (1.00 ± 0.06) do que no grupo de controlo (1.03 ± 0.02). Este resultado é idêntico ao registado por Bassey e colaboradores num estudo com indivíduos que haviam sido sujeitos a artroplastia da anca há aproximadamente 2.5 anos (Bassey et al., 1997). Long et al. (1993), num trabalho com indivíduos com PTA não cimentada, bem como (McCrory et al., 2001), ao efectuar a análise da marcha após PTA, obtiveram resultados similares.

Os grupos de controlo, membro íntegro e membro com PTA do presente estudo exibem forças menores que as obtidas após PTA por McCrory et al. (2001) e ainda por Long et al. (1993). McCrory et al. (2001) registou para o 1º e 2º picos valores de 1.05 ± 0.04 , 1.02 ± 0.04 ; 1.02 ± 0.05 , 1.00 ± 0.04 ; 1.06 ± 0.07 e 1.02 ± 0.05 , respectivamente, para os grupos de controlo, membro afectado e membro não afectado. Contudo, a velocidade de marcha não foi referida, pelo que é desconhecido em qual dos estudos os indivíduos se deslocaram mais rápido, uma vez que a velocidade de deslocamento influencia a força exercida no solo.

Assim, pode afirmar-se que existem diferenças significativas ($p \leq 0.05$) para o pico passivo (1º pico) e o pico activo (2º pico) da componente vertical da FRS, entre os indivíduos sem patologia (grupo de controlo) e os indivíduos sujeitos a PTA (grupo membro íntegro e grupo membro com PTA) (Quadro 24), tendo o grupo de controlo exercido um maior valor de força. Na bibliografia são apresentados valores ligeiramente diferentes uns dos outros para a grandeza das forças do primeiro e segundo picos: Amadio e Duarte (1996), aproximadamente 1,3 vezes o peso corporal; Amadio e Barbanti (2000), entre 10 e 30% acima do peso do indivíduo. Contudo, no presente estudo os valores da força relativos ao pico passivo e ao pico activo registaram somente acréscimos de 4% (grupo de controlo) e 1% (indivíduos com PTA) relativamente ao peso corporal.

Entre os dois picos referidos anteriormente existe uma deflexão da curva, com um valor de 92-94% do peso corporal, como esperado, e que corresponde ao apoio unilateral e balanço do membro inferior contralateral. Adrian e Cooper (1995) e Valmassy (1996), referiram valores próximos de 80% e 75% do peso corporal, respectivamente. Os resultados obtidos neste estudo estão mais de acordo com os de Chao e Cahalan (1990), com valores em torno de 93%. Estes resultados sugerem uma menor atenuação do peso motivada pelo balanceamento do membro inferior contra-lateral.

Para a fase de apoio, os valores médios normalizados da força F_z média apresentaram ligeiras diferenças consoante o grupo em análise (Quadro 22).

Contudo, tal não foi suficiente para que se tenham registado diferenças significativas na comparação entre os grupos. De destacar, a grandeza e consequente importância na análise da marcha, da componente vertical da FRS (valor médio registado, em torno de 50% do peso corporal na fase de apoio), em contraste com os reduzidos valores das componentes antero-posterior e médio-lateral da FRS (fase de apoio; 5–6% do peso corporal).

Na análise da distribuição da pressão plantar é extremamente importante efectuar uma divisão das regiões plantares para posterior análise, uma vez que para diferentes indivíduos, a carga aplicada nas diferentes áreas plantares apresenta certamente magnitudes e características diversas (Riehle et al., 1999). Neste contexto, foi elaborado um mapa de análise plantar atendendo às características da população participante deste estudo, conforme descrito no capítulo de materiais e métodos.

Para facilitar a caracterização dos eventos que ocorrem durante a fase de apoio foi descrita a área total de apoio plantar de acordo com as quatro áreas seleccionadas (AP, ME, MI, RT), nos instantes correspondentes aos pontos notáveis da curva da força ântero-posterior (F_y), t_{Fyini} (início da fase de apoio), t_{Fymin} (valor mínimo de F_y), t_{Fyapm} (apoio médio, $F_y=0$), t_{Fymax} (valor máximo de F_y) e t_{Fyfin} (fim da fase de apoio).

Este estudo mostra que os valores mais elevados da pressão plantar variaram entre as diferentes áreas plantares e entre os grupos comparados. No início da fase de apoio, os maiores valores da pressão média registaram-se para o grupo de controlo ou membro íntegro, na totalidade das áreas de apoio. Relativamente à pressão plantar máxima observada, esta foi obtida com o grupo de controlo e para a área plantar correspondente à área do retro-pé.

Para o tempo t_{Fymin} , valor mínimo de F_y , entre o grupo de controlo e o grupo membro íntegro, existem diferenças estatisticamente significativas ($p<0.05$), para as pressões plantares máxima e média no retro-pé (Quadro 31).

Relativamente à comparação entre o grupo de controlo e o grupo membro com PTA, as diferenças estatisticamente significativas verificaram-se para a pressão plantar mínima no antepé e as pressões máxima, mínima e média no retro-pé.

Dos instantes analisados, o grupo membro com PTA só para tFyapm é que registou valores de pressão plantar maiores que os restantes grupos ($P_{\text{máx no retropé}} = 3.010 \pm 1.607$), como mostra o Quadro 32.

No instante tFyapm ($F_y=0$) e de acordo com os valores de prova do Quadro 33, verificaram-se diferenças estatisticamente significativas para as pressões plantares máxima, mínima e média no médio-pé interno, e para as pressões plantares mínima no retropé entre o grupo de controlo e o grupo membro íntegro. Para o grupo de controlo e o grupo membro com PTA, as diferenças estatisticamente significativas verificaram-se para a pressão plantar média no médio-pé externo e para a pressão plantar mínima no retro-pé.

Os picos de pressão plantar máxima foram observados no instante tFymax, para os três grupos, na área do antepé (Quadro 34). A pressão máxima no antepé registou valores crescentes ao longo da fase de apoio, de tFyini até tFymax (Quadros 28, 30, 32 e 34). Isto, resulta da migração do centro de pressão para a região anterior do pé (região de propulsão do pé), preparando a fase de oscilação do ciclo de marcha.

Estes resultados vêm de encontro às conclusões obtidas por diversos autores. Veves et al. (1992) e Duckworth et al. (1985), verificaram que para o grupo de indivíduos estudados, durante a marcha os picos de pressão se localizaram nas cabeças do primeiro e segundo metatársico. Cavanagh et al. (1991), referem igualmente que os maiores valores da pressão plantar se localizaram nas primeiras cabeças dos metatársicos e hálux, em aproximadamente 90% dos indivíduos. Viladot (1989), numa sequência do apoio do pé durante a marcha, destaca um apoio importante da região do antepé e hálux, que coincide com o início da fase de propulsão do pé. Num estudo de Libotte (1999), são apresentados valores ligeiramente inferiores; o calcanhar suporta cerca de 28% da carga total imposta ao pé, os metatársicos centrais 32 % e o

hálux 10% da carga. Contudo, outros estudos apontam conclusões divergentes destas. Knakfuss et al. (1995) e Sacco et al. (1997), afirmam que as maiores pressões durante o ciclo de marcha se observam no calcanhar.

Tal indica uma predominância dos picos plantares de pressão máxima nas regiões anteriores do pé durante a marcha, o que se pode justificar pela maior magnitude das forças nessas regiões durante a fase de propulsão da marcha (Amadio, 1999).

No instante correspondente ao valor máximo da componente ântero posterior da força de reacção do solo ($tF_{y\max}$), as pressões plantares máxima, mínima e média no médio-pé interno, e mínima no médio-pé externo exibem diferenças estatisticamente significativas, entre o grupo de controlo e o grupo membro íntegro (Quadro 35). Entre o grupo de controlo e o grupo membro com PTA, o Quadro 35 mostra diferenças estatisticamente significativas para as pressões plantares no antepé; esta diferença reflecte possivelmente a menor magnitude das forças para os indivíduos com PTA. Tal suposição é confirmada quer pelo valor do integral da componente vertical da FRS na Fase II do ciclo de marcha (Quadro 19), quer pelo valor de F_z média na sub-fase 3 (Quadro 22). Os resultados ($p < 0.05$) mostram também diferenças significativas, entre o grupo membro íntegro e o grupo membro com PTA, para o antepé (pressão mínima), o médio-pé interno (pressão máxima, mínima e média) e o médio-pé-externo (pressão máxima).

No fim da fase de apoio ($tF_{y\text{fin}}$), entre o grupo de controlo e o grupo membro íntegro é possível observar diferenças estatisticamente significativas ($p < 0.05$), para as pressões plantares máxima, mínima e média no antepé e no retropé (Quadro 37). Entre o grupo de controlo e o grupo membro com PTA, de referir diferenças estatisticamente significativas para a pressão plantar máxima e média no retro-pé, conforme mostram os valores de prova (0.036).

De salientar, que vários factores não considerados no presente estudo, podem influenciar os valores das pressões plantares, tais como: factores estruturais - limitação da mobilidade da articulação subtalar, pé cavo - (Hennig et al., 1994;

Hills et al., 2001); factores funcionais - feedback sensorial dos receptores cutâneos - (Nurse e Nigg, 2001); e factores metodológicos - protocolo de recolha - (Wearing et al., 1999).

Por último, nesta secção são analisados os resultados obtidos a partir da cinemática, relativamente à amplitude dos ângulos das articulações da anca, joelho e tornozelo.

Da análise dos resultados obtidos no presente estudo, constatamos que os ângulos formados pelos segmentos tronco/coxa e coxa/perna (articulação da anca e do joelho), para o início da fase de apoio ou ataque do calcanhar ao solo (Quadro 38 e Figura 54), apresentam valores maiores para o grupo membro íntegro do que para o grupo controlo e o grupo membro com PTA. Estes valores relacionam-se com uma menor flexão da anca e do joelho (maiores ângulos) no início da fase de apoio no grupo membro íntegro e controlo. Contrariamente, o grupo membro com PTA exibe uma maior flexão nestas articulações (ângulos articulares menores), possivelmente como compensação para o apoio do calcanhar no contacto com o solo.

Uma possível explicação para o verificado pode estar relacionada com uma dismetria dos membros inferiores (menor comprimento do membro com PTA). Por outro lado, a um aumento da flexão da anca e do joelho correspondem menores ângulos no grupo com PTA, a que está associada transferência de peso para o membro íntegro, diminuindo deste modo as cargas impostas até agora no membro com PTA. Tal facto permite uma maior amplitude de flexão para a articulação do joelho e da anca e por conseguinte possibilita um mais adequado pré-posicionamento do pé do membro com PTA para a fase oscilante. Além destes pressupostos, pode referir-se a relação da flexão do joelho com a flexão da anca, que aumentam em simultâneo, dado que o membro inferior actua como um duplo pêndulo. Ou seja, à medida que a anca flecte, a perna permanece atrás devido à inércia, resultando em flexão do joelho (Whitte, 2000).

Parece ainda que a diminuição dos ângulos articulares referidos possa estar relacionada com uma diminuição da velocidade da marcha, reflectindo uma “relutância” do membro com prótese para aceitar peso. Como mostram os resultados, aos menores valores da força média F_z (Quadro 22), correspondem as menores amplitudes articulares (Quadro 38); no entanto as diferenças entre as forças médias não são estatisticamente significativas entre estes grupos. A menor força exercida pelos indivíduos com PTA pode dever-se a uma menor velocidade de marcha, tal como referido por Perry (1992) e Powers et al. (1995): à medida que a velocidade aumenta os ângulos aumentam, sugerindo assim que o grupo controlo imprimiu na marcha uma maior velocidade.

Para o instante t_{Fyini} , o Quadro 39 mostra-nos para um nível de significância de 5%, diferenças estatisticamente significativas para o ângulo coxa/perna entre o grupo controlo e o grupo membro íntegro, bem como entre o grupo membro íntegro e o grupo membro com PTA.

Para t_{Fymax} , que corresponde ao valor máximo da componente ântero-posterior da força de reacção do solo, a provável distribuição balanceada das forças pelos dois membros traduziu-se para os três grupos estudados, em ângulos articulares tronco/coxa (174° - 175°), coxa/perna (160° - 162°) e perna/pé (88°) sensivelmente iguais. O Quadro 22 para a sub-fase 3, mostra valores para a força F_z média de aproximadamente 50% do peso corporal para qualquer dos três grupos estudados, o que vem corroborar o anteriormente referido. Assim, para um nível de significância de 5%, não se observaram para estes ângulos diferenças estatisticamente significativas entre grupos (Quadro 45).

Relativamente ao ângulo que o pé faz com o solo no início da fase de apoio, constata-se uma diminuição do grupo controlo para o grupo membro com PTA, de 14.3° para 11.0° , respectivamente (Quadro 38). O valor de prova ($p=0.006$) (Quadro 39), vem confirmar diferenças estatisticamente significativas para este ângulo, entre os grupos anteriormente referidos. Contudo, essas diferenças não se verificaram para o fim da fase de apoio ($p>0.05$), demonstrando que em

indivíduos com PTA o instante de contacto do membro com o solo é a etapa mais determinante.

Constata-se ainda, que as menores amplitudes articulares para pé/solo se verificam em todos os grupos no início da fase de apoio, sendo que, na fase final de apoio os valores obtidos para os ângulos foram aproximadamente três vezes os valores do instante inicial (Quadros 38 e 46).

Como foi possível observar, para o grupo membro íntegro foram registados maiores ângulos articulares coxa/perna do que para o grupo membro com PTA, nos instantes tFyini e tFymin (Quadros 38 e 40). Este resultado vem confirmar que um aumento da flexão do joelho está associada a menores ângulos no grupo membro com PTA. Provavelmente, os maiores ângulos observados no grupo membro íntegro são consequência dum ligeiro aumento da transferência de peso para este membro em detrimento do membro com PTA. De acordo com os resultados do Quadro 22, uma possível explicação pode estar associada ao aumento de Fz média da sub-fase 1 (19.6% do peso corporal) para a sub-fase 2 (49.5% do peso corporal). Tal facto é reforçado ao comparar os valores dos ângulos do grupo membro íntegro com os do grupo de controlo, já que a referida transferência de peso, fez com que os ângulos coxa/perna para o grupo membro íntegro superassem também os do grupo de controlo. Contudo, para tFymax e tFyfin os valores dos ângulos para o grupo de controlo superaram os dos restantes grupos (Quadros 44 e 46). Tal facto, é corroborado pelos maiores valores de Fz média, nas sub-fases 3 e 4, para o grupo de controlo face aos restantes grupos (Quadro 22).

O facto de se terem verificado diferenças significativas para os quatro ângulos articulares, entre os três grupos objecto de estudo, permite-nos concluir que a cirurgia da artroplastia da anca provavelmente induziu alterações na marcha, visíveis nos ângulos articulares da anca, joelho e tornozelo.

Tal constatação faz-nos pensar que a PTA desencadeia comportamentos diferentes nas amplitudes articulares da anca, durante um ciclo de marcha.

7. Conclusões e Sugestões

7. CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA ESTUDOS FUTUROS

7.1 Conclusões

A realização deste estudo permitiu aprofundar o conhecimento sobre as alterações biomecânicas da marcha, de indivíduos com prótese total da anca não-cimentada unilateral tendo como causa primária a osteoartrose da anca. A revisão da literatura revelou a existência de muita informação sobre a osteoartrose, uma das patologias que afecta não só os idosos mas também adultos jovens, assim como uma extensa variedade de próteses totais não cimentadas, no que concerne aos materiais utilizados e geometria das próteses.

Face aos objectivos propostos pode concluir-se o seguinte:

- O grupo de controlo (indivíduos sem patologia) registou um tempo de apoio aproximadamente igual ao que foi observado para qualquer dos membros inferiores dos indivíduos sujeitos a artroplastia total da anca. Idêntica tendência foi observada quanto à duração da fase I (fase de desaceleração) e da fase II (fase de aceleração). Um possível indicador de que a cirurgia permitiu melhorar significativamente a funcionalidade da marcha.
- Os valores do impulso (integral de F_y e de F_x) não apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos controlo/membro íntegro, controlo/membro com PTA e membro íntegro/membro com PTA.
- Para os valores mínimo e máximo da componente ântero-posterior não se verificaram diferenças significativas ($p \leq 0.05$), com excepção para F_y máxima entre o grupo de controlo e o grupo membro íntegro. Os valores mínimos variaram entre 5% e 6% do peso corporal e os valores máximos entre 8% e 10%, aproximadamente metade do valor de 20% apresentado na literatura.

-
- O valor mínimo de Fx apresentou variações, enquanto os valores máximos foram praticamente constantes (0.064). Não existem diferenças estatisticamente significativas nem para os valores mínimo nem para o máximo da componente médio-lateral, nas sub-fases e fases consideradas, entre grupos.
 - Em concordância com a literatura, para o 1º e 2º picos da curva de Fz, o valor normalizado da componente vertical da FRS é superior a 1.0 para todos os grupos, sendo que estes foram menores no grupo submetido à artroplastia da anca do que no grupo de controlo.
 - Pode afirmar-se que existem diferenças significativas ($p \leq 0.05$) para o pico passivo (1º pico) e o pico activo (2º pico) da componente vertical da FRS, entre os indivíduos sem patologia (grupo de controlo) e os indivíduos sujeitos a PTA (grupo membro íntegro e grupo membro com PTA).
 - Na análise da marcha a componente vertical da FRS apresenta uma importância assinalável devido à sua grandeza (força média de cerca de 58% do peso corporal), em contraste com os reduzidos valores das componentes antero-posterior e médio-lateral da FRS (aproximadamente 6% do peso corporal).
 - No início da fase de apoio, os maiores valores da pressão média registaram-se para o grupo de controlo ou membro íntegro (membros sem patologia), na totalidade das áreas de apoio.
 - Para o tempo tFymin registaram-se diferenças estatisticamente significativas para as pressões plantares mínima no antepé e máxima, mínima e média no retro-pé, entre o grupo de controlo e o grupo membro com PTA.
 - Os valores mais elevados da pressão plantar variaram entre as diferentes áreas plantares e entre os grupos comparados. Os picos de pressão plantar máxima foram observados no instante tFymax (valor

máximo da componente antero-posterior da FRS), para os três grupos, na área do antepé. Estes resultados são similares aos obtidos por diversos autores, resultado duma migração do centro de pressão para a região anterior do pé (região de propulsão do pé), preparando a fase de oscilação do ciclo de marcha.

- Entre o grupo de controlo e o grupo membro com PTA (tFymax), foram observadas diferenças estatisticamente significativas para as pressões plantares no antepé; os valores do integral de Fz e da força Fz média explicam estas diferenças devido à menor magnitude das forças para os indivíduos com PTA.
- Para tFyfin, entre o grupo de controlo e o grupo membro íntegro é possível observar diferenças estatisticamente significativas ($p < 0.05$), para as pressões plantares máxima, mínima e média no antepé e no retopé. Entre o grupo de controlo e o grupo membro com PTA, de referir diferenças estatisticamente significativas para a pressão plantar máxima e média no retro-pé.
- Metodologicamente fica comprovada a necessidade de tratarmos a região plantar diferenciadamente, utilizando-se para isso procedimentos que permitam dividir a totalidade da região plantar em regiões anatómicas distintas, uma vez que as cargas aplicadas nestas regiões apresentam diferentes magnitudes.
- Os ângulos formados pelos segmentos tronco/coxa e coxa/perna (articulação da anca e do joelho), para tFyini ou ataque do calcanhar ao solo, apresentam valores maiores para o grupo membro íntegro do que para os grupos controlo e membro com PTA. Assim, o grupo membro com PTA exibe uma maior flexão nestas articulações (ângulos articulares menores), possivelmente como compensação para o apoio do calcanhar no contacto com o solo. Duas explicações possíveis para o facto são: uma dismetria dos membros inferiores (menor comprimento do membro com PTA); uma maior transferência de peso para o membro

íntegro, diminuindo deste modo as cargas impostas ao membro com PTA.

- Para tFymax, a provável distribuição balanceada das forças pelos dois membros traduziu-se para os três grupos estudados, em ângulos articulares tronco/coxa coxa/perna e perna/pé com valores idênticos.
- O ângulo do pé com o solo no início da fase de apoio, apresentou uma diminuição do grupo controlo (14.3°) para o grupo membro com PTA (11.0°), a que correspondem diferenças estatisticamente significativas. Esta diferença não se verificou para o fim da fase de apoio ($p>0.05$), pelo que, em indivíduos com PTA o instante de contacto do membro com o solo é a etapa mais determinante.
- Face às diferenças significativas observadas para os quatro ângulos articulares, entre os três grupos considerados, a cirurgia da artroplastia da anca provavelmente induziu alterações na marcha, visíveis nos ângulos articulares da anca, joelho e tornozelo.
- Os resultados obtidos permitiram alcançar satisfatoriamente o objectivo central deste estudo: determinar e avaliar as repercussões biomecânicas no ciclo de marcha em indivíduos com artroplastia da anca.

7.2 Sugestões para estudos futuros

Ao longo da elaboração desta investigação, novas perspectivas relacionadas com a temática abordada foram surgindo, o que pode servir de orientação em trabalhos futuros.

Deste modo, relativamente aos procedimentos metodológicos, sugere-se a utilização de uma amostra maior, bem como a realização de uma análise tridimensional da marcha ou a utilização de mais câmaras para os planos frontal e sagital, de modo a permitir o registo bilateral dos dados.

A utilização de outros instrumentos de medição como seja a electromiografia é outra sugestão que gostaríamos de fazer referência.

Futuramente, na perspectiva de dar continuidade à presente investigação poder-se-à efectuar a análise da marcha em rampa ou a análise da marcha em indivíduos com prótese total da anca cimentada.

8. Referências Bibliográficas

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Adrian, M.J.; Cooper, J.M. (1995). *Biomechanics of Human Movement* McGraw-Hill. Second Edition.

Almeida, F.; Miranda, F.; Almeida, F.C.; Silva, R.M. (1995). Reabilitação do doente com artroplastia da anca em fase hospitalar. *Med Fis Reabilit*, 3(1), 23-25.

Amadio, A.C. (1989). *Fundamentos da biomecânica do esporte: considerações sobre a análise cinética e aspectos neuro-musculares do movimento*. Tese de Doutorado. Escola de Educação Física da Universidade de São Paulo. Não publicado.

Amadio, A.C. (1996). *Metodologia biomecânica para o estudo das forças internas ao aparelho locomotor: importância e aplicações no movimento humano*. In Amadio; A.C. Duarte, M.; Barbanti V.J. (Eds.), *Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano*. São Paulo: Universidade de São Paulo.

Amadio, A.C.; Duarte, M.; Fernandes, E.; Mochizuki, L. (1997). Avaliação de parâmetros biomecânicos relacionados ao posturograma. *Anais do VII Congresso Brasileiro de Sociedade Brasileira de Biomecânica*. Campinas, 93-96.

Amadio, A.C.; Sacco, I. (1999). Considerações metodológicas da biomecânica para a avaliação da distribuição da pressão plantar. *Diabetes Clínica*, 1, 42-49.

Amadio, A.C.; Serrão, J.; Ávila, A.V.; Albuquerque, J.E.; Soares, A.C.; Soares, R.S.; Brandina, K.; Mochizuki, L. (2003). Efeito da normalização na força de reacção do solo durante a locomoção. *Brazilian Journal of Biomechanics*, 4 (supl. 1), 75-81.

Amadio, A.C.; Serrão, J.C. (1997). Instrumentação em cinética. In M. Saad; L.R. Batistella (Eds.). São Paulo.

Amadio, A.C; Barbanti, V.J. (2000). A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares. São Paulo: Editora Estação Liberdade.

Amadio, A.C; Baumann,W. (2000). Aspects of methodology to determine the internal forces of the locomotor system. Brazilian Journal of Biomechanics, 1, 7-14.

Ammon, P.; Stockley, I. (2004). Allograft bone in two-stages revision of the hip for infection. Is it safe? Journal Bone Joint Surgery Br., 86(7), 962-965.

Andrade, L.M; Araújo, A.G.N.; Barros, R.M.L. (2004). Análise de marcha: protocolo experimental para posicionamento e orientação dos segmentos do corpo humano baseado em sistemas de marcas técnicas. Brazilian Journal of Biomechanics, 8, 33-40.

Andriacchi, T.P.; Alexander, E.J. (2000). Studies of human locomotion: Past and Future. Journal of Biomechanics, 33, 1217-1224.

Araújo, C.C.; Preis, C.; Ribas, D.I.R.; Faller, L.; Israel, V.L.; Rech, V. (2003). Sistemas de avaliação da marcha humana.

Araújo, R.C. (2000). Análise da atividade dos componentes do M. tríceps sural durante a marcha e suas correlações com a força reação do solo e variação angular. In: Amadio, A. C; Barbanti, V.J. A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares. São Paulo: Editora Estação Liberdade.

Aristides, R.S.A; Honda, E.; Marone, M.S. (1999). Avaliação radiográfica e densitométrica das próteses totais não-cimentadas do quadril. Revista Brasileira de Ortopedia, 34, 451-456.

Ávila, C.A.; Ramos, L.; Hadlich, V.; (2001). Determinação da pressão na região plantar em indivíduos diabéticos de Blumenau/SC. Anais do IX Congresso

Brasileiro de Sociedade Brasileira de Biomecânica. Rio Grande do Sul, 310-315.

Ávila, C.A.V.; Júnior, N.G.; Lima, J.C.; Soldi, V.; Drago, V.; Júnior, E.L.; Domenech, S.C. (2003). Estudo da preparação de circuitos flexíveis para uso em palmilhas sensorizadas. *Brazilian Journal of Biomechanics*, 4 (1), 83-91.

Ávila, C.A.V.; Sousa, C.A.; Nascimento, F.E. (2003). Análise da pressão plantar em diferentes alturas no movimento básico do step training. *Brazilian Journal of Biomechanics*, 4(6), 45-48

Balacó, I.; Dominguez, A.; Garruço, A.; Ferreira, R.; Oliva, S. (2004). Próteses totais da anca infectadas. *Revista Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia*, 12, 187-197.

Bampton, S. (1979). *Guide to visual examination of pathological gait*. TempleUniversity Rehabilitation Research and Training Center, Philadelphia.

Barros, P.; Silva, P.; Zalabeite, T. (2001). Patologia do sistema musculoesquelético. In R. Barbosa, *Aulas de Fisiatria*. ICBAS HGSA.

Bartlett, R. (1997). *Introduction to Sports Biomechanics*. Oxford: E & FM Spon.

Bassey, E.J.; Littlewood, J.J.; Taylor, S.J.G. (1997). Relations between compressive axial forces in an instrumented massive femoral implant, ground reaction forces, and integrated electromyographs from vastus lateralis during various 'osteogenic' exercises. *Journal Biomechanics*, 30, 213-223.

Baumman, W. (1995). Métodos de medição e campos de aplicação da biomecânica: estado da arte e perspectivas. Brasília: VI Congresso Brasileiro de Biomecânica.

Bernstein, N. (1967). The co-ordination and regulation of movements. In: *Locomoção humana: em busca da identificação de parâmetros reguladores do controle e geração do movimento*. Anais do IX Congresso Brasileiro de Sociedade Brasileira. Rio Grande do Sul, 15-19.

Bonamigo, E.C.B; Plentz, R.; Canfield, J. (2001). A reeducação da marcha do hemiplégico: um estudo da alteração na distribuição da pressão plantar após programa cinesioterapêutico. Anais do IX Congresso Brasileiro de Sociedade Brasileira. Rio Grande do Sul, 253-257.

Boschin, L.C.; Anacleto, O.L.; Alencar, P.G. (2003). Artroplastia total de quadril não cimentada: avaliação radiográfica após seguimento mínimo de 10 anos de pós-operatório. Rev. Bras. Ortop., 38(10), 589-598.

Brander, V.A. (1994). Rehabilitation following hip and knee arthroplasty. Physical Medecine and Rehabilitation Clinics of North América, 5(4), 815-836.

Branemark, P.I.; Hansson, B.; Adell, R.; Brein, U.; Lindstrom, J.; Hallen, O.; Ohman, A. (1979). Osseointegrated Implants. In: Treatment of the Edentulous Jaw. Stockholm. Almquist and Wiksell Int.

Bryant, A.R.; Tinley, P.; Singer, K.P. (2000). Normal values of plantar pressure measurements determined using the EMED- SF system. . Journal of the American Podiatric Medical Association

Calhoun, J.; Mader, J. (2003). Musculoskeletal Infections. 1ª Ed. EUA: Marcel Dekker.

Callaghan, J.J.; Dysart, S.H.; Savory, C.G. (1988). The uncemented porous-coated anatomic total hip prosthesis. Two-year results of a prospective consecutive series. Journal Bone Joint Surgery (A), 70, 337-346.

Carmines, D.V.; KirKeide, K.; Abel.M.F.; Damiano, D.L. (1999). A technique to normalise plantar pressure measurements. 4th Annual gait and clinical movement analysis meeting. Dallas, Texas.

Carvalho, D.C.L.; Carvalho, M.M.; Cliquet, A.Jr. (2001). Osteoporose por desuso: aplicação na reabilitação do lesado medular. Acta Ortopédica Brasileira, 9, 34-43.

Cavanagh, P.R. (1978). A technique for averaging center of pressure paths from a force platform. *Journal of Biomechanics*. 11, 487-491.

Cavanagh, P.R. (1990). The mechanics of distance running: A historical perspective. In: *Biomechanics of distance running*. Human kinetics Books. Champaign, Illinois, 1-31.

Cavanagh, P.R.; Sims, D.; Sanders, L. (1991). Body mass is a poor predictor of peak plantar pressure in diabetic men. *Diabetes Care*, 14, 750-755.

Cebollada, J.D.; Martin, A.M.; Rodriguez, A.H.; Aparício, A.V.; Garcia, J.M.P. (2001). Importância del registro de pressiones plantares en la prevención de lesiones deportivas. In Granell, J.C.; Latash, M.L. (Eds.), *Biomecânica y deporte*. Colección aula deportiva técnica pp. 257-264. Valência: Oficina de Publicaciones.

Chao, E.; Cahalan, T. (1990). Kinematics and Kinetics of Normal Gait. In Smidt, G.: *Gait in Rehabilitation*. New York: Churchill Livingstone.

Charnley, J. (1960). Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. *Journal Bone Joint Surgery (B)*, 42, 28-29.

Charnley, J. (1970a). *Acrylic cement in orthopaedic-surgery*, E&S Livingstone, Edinburgh.

Charnley, J. (1970b). Total hip replacement by low-friction arthroplasty. *Clinic Orthopaedics Related Research*, 72, 7.

Charnley, J. (1982). Evolution of total hip replacement. Faltin Lecture, *Annales Chirurgiae et Gynaecologiae*, 71, 103.

Cordero, J.; Munuera, L.; Folgueira, M.D. (1996). The influence of the chemical composition and surface of the implant in infections. *Injury*, 27(3), 34-37.

Corrêa, J.C.F; Filho, R.F.N.; Peres, J.A.; Bérzin, F. (2003). Estudo de alterações das variáveis electromiograficas e electrogoniométricasna

instabilidade patelo femoral durante a marcha humana no domínio temporal. Brazilian Journal of Biomechanics, 4, 21-23.

Correia, P.; Pascoal, A.G.; Silva, P.A.; Espanha, M. (1999). Análise regional do esqueleto osteo-articular. In Espanha, M. Anatomofisiologia. Tomo I. Sistema Osteoarticular (pp. 81-108). Lisboa: Edições Faculdade de Motricidade Humana.

Costa, P. (2000). Aspectos Biomecânicos da Locomoção Infantil: Grandezas cinéticas no Andar e no Correr, Tese de Doutorado. São Paulo: Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo.

Crowinshield, R.D.; Brand, R.A.; Jonhson, R.C. (1977). Effects of walking velocity and age on hip kinematics and kinetics. Bulletin Hosp Joint Dis, 38.

Czerniecki, J.M. (1996). Rehabilitation in Limb Defiency. 1.Gaint and Motion Analysis. In: Archives of Pysical Medicine and Rehabilitation. 77: 3-8. Chicago.

Dandy, D.J. (2000). Ortopediaa e Traumatologia Prática. 2ª Ed. Rio de Janeiro: Revinter.

Dant, B.P; Gouilly, P. (1992). Dossiers de Kinesitherapie: Reéducation en Rheumatologie Pathologies Dégeneratives. Paris: Masson.

de Castro, M.C.; Cliquet, A.Jr. (2000). An artificial grasping evolution system for the paralysed hand. Medicine Biology Eng Comp, 38, 275-281.

de David, A.C. (2001). Aspectos Biomecânicos da Locomoção. Anais IX Congresso Brasileiro de Biomecânica. Campinas. 15-19.

De Leva, P. (1996). Adjustmets to Zatsiorsky-Seluyanov's Segment Inertia Parameters. Journal of Biomechanics, 29(9), 1223-1230.

Debrunner, H.U. (1985). Biomechanik des Fusses. Ferdinand Enke Verlag. Stuttgart.

Donatelli, R. A. (1996). The Biomechanics of the Foot and Ankle (2^a ed.) Philadelphia: F.A. Davis Company.

Donskoi, D. D. (1961). Biomechanik der Körperübungen. Berlin.

Downie, P. (1996). Neurologia para Fisioterapeutas. (4^a ed). Medicina Panamericana, Editora Brasil Lda. São Paulo.

Duarte, M. (2001). Modelagem do controle postural humano. Anais do IX Congresso Brasileiro de Sociedade Brasileira de Biomecânica. Rio Grande do Sul, 25-30.

Duckworth, T.; Boulton, A.; Betts, R.; Franks, C.; Ward, J. (1985). Plantar pressure measurement and the prevention of ulceration in the diabetic foot. *Bone Joint Surgery*, 67(3), 438-442.

Durward, B.R.; Gillian, D., Rowe, P.J. (1999). Functional Human Movement – Measurement and Analysis. Butterworth: Heinemann.

Edwards, S. (1999). Fisioterapia Neurológica: Uma abordagem centrada na resolução de problemas. Porto Alegre: Artmed Editora.

Engh, C.A. (1983). Hip arthroplasty with Moore prosthesis with porous coating. *Clin Orthop*, 176, 52-66.

Engh, C.A.; O'Connor, D.; Jasty, M.; McGovern, T.F.; Bobyn, J.D.; Harris, W.H. (1992). Quantification of implant micromotion, strain shielding, and bone resorption with porous-coated anatomic medullary locking femoral prostheses. *Clinical Orthopedics*, 285, 13-29.

Enoka, M.R. (1994). Neuromechanical Basis of Kinesiology. Human Kinetics. Champaign, IL.

Epinette, J.A., Manley, M.T.; D'Antonio, J.A. (2003). A 10-year minimum follow-up of hydroxyapatite-coated threaded cups: clinical, radiographic and

survivorship analyses with comparison to the literature. *Journal Arthroplasty*, 18, 140-145.

Espanha, M. (1999). A osteoartrose no idoso. In Correia, P.; Espanha, M.; Barreiros, J. (Eds), *Livro de Actas do Simpósio Envelhecer Melhor com a Actividade Física*, 89-100. Edições FMH, Lisboa.

Faustino, A. (2002). Epidemiologia e importância económica e social das doenças reumáticas. – Estudos Nacionais. *Acta Reumatológica Portuguesa*, 27(1), 21-36.

Fayard, J.; Chalencon, F.; Passot, J.; Latour, L.D.; Edorh, G. (2006). Ten-year results of ALIZE acetabular cup with hydroxyapatite-coated stem in total hip arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*, 21(7), 1021-1025.

Felson, D.T.; Zang, Y. (1998). An update on the epidemiology of knee and hip osteoarthritis with a view to prevention. *Arthritis & Rheumatism*, 41(8), 1343-1355.

Fernandes, P.R.; Folgado, J.; Jacobs, J.; Pellegrini, V. (2001). Bone ingrowth on cementless femoral stems. *Journal of Biomechanics*, 24, Supp.1, Proc. Of Biomechanica IV, S18.

Figueirinhas, J. (2002). Epidemiologia das doenças reumáticas. In Queirós, M.V. (Eds.), *Reumatologia* (vol.1). Lisboa: Lidel - Edições Técnicas.

Folgado, J.; Fernandes, P.R.; Rodrigues, H. (2005). Análise da artroplastia total da anca com haste não cimentada. In 1º Encontro de Biomecânica. Abrantes, Portugal.

Fransen, M.; Crosbie, J.; Edmonds, J. (2001). Physical therapy is effective for patients with osteoarthritis of the hip: a randomized controlled clinical trial. *The Journal of Rheumatology*: 28, 156-64.

Frontera, W.R.; Dawson, D.M.; Slovik, D.M. (2001). *Exercício Físico e Reabilitação*. Porto Alegre: Artmed.

Garcia Cimbrello, E.; Pardos, A.C.; Madero, R.; Andreu, M.O. (2003). Total hip arthroplasty with use of the cementless Zweymuller alloclassic system. A ten to thirteen-year follow-up study. *Journal Bone Joint Surgery Am*, 85, 296-303.

Garcia-Rama, J.; Garcia-Muro, I.; Serranos, P. (2001). Importância del registro de presiones plantares en la prevencion de lesiones deportivas in Granell. In: J.C. Biomecânica y Deporte. Coleccion Aula Deportiva Técnica. Valência: Ayuntamiento de Valência.

Gonçalves, C.A.; Klavdianos, A.C. (1997). Forças de reacção do solo durante o caminhar em crianças da faixa etária de 4 a 10 anos. *Anais VII Congresso Brasileiro de Biomecânica*. Campinas. 347-351.

Gras, P.; Casillas, J.M.; Dulieu, V.; Didier, J.P. (1996). *La Marche. Kinésithérapie – Reeducation Fonctionnelle*. Encyclopaedia Méd. Chir., Paris: Elsevier.

Gravante, G.; Pomara, F.; Russo, G.; Amato, G.; Capello, F.; Ridola, C. (2005). Plantar pressure distribution analysis in normal weight young women and men with normal and claw feet. In: *Clinical Anatomy*, 18, 245-250.

Hadlich, V.; Ramos, L.; Ávila, C.A. (2001). Determinação da pressão na região plantar em indivíduos diabéticos de Blumenau/SC. *Anais do IX Congresso Brasileiro de Sociedade Brasileira de Biomecânica*. Rio Grande do Sul, 310-315.

Hall, S. (2000). *Biomecânica Básica*. (4ª ed). Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.

Hamill, J.; Knutzen, K. (1999). *Bases Biomecânicas do Movimento Humano*. São Paulo: Manole.

Havelin, L.I.; Espehaug, B.; Vollset, S.E.; Engesaeter, L.B. (1994). Early failures among 14009 cemented and 1326 uncemented prostheses for primary coarthrosis. *Acta Orthop. Scand.*, 65, 1.

Hay, J. (1978). The biomechanics of sports techniques. Englewood Cliffs, N.J.: Prentice-Hall.

Hennig, E.M.; Staats, A.; Rosenbaum, D. (1994). Plantar pressure distribution patterns of young school children in comparison to adults. *Foot Ankle International*, 15, 35-40.

Hills, A.P.; Hennig, E.M.; McDonald, M.; Bar-Or, O. (2001). Plantar pressure differences between obese and non-obese adults: a biomechanical analysis. *International Journal Obesity*, 25, 1674-1679.

Hof, A.L. (1996). Scaling gait data to body size. *Gait & Posture*, 4, 222-223.

Hoppenfeld, S. (1999). *Propedêutica Ortopédica: Coluna e Extremidades*. Rio de Janeiro: Atheneu.

Horváth, M., Tihanyi, T.; Tihanyi, J. (2001). Kinematic and kinetics analyses of gait patterns in hemiplegic patients. *Physical Education and Sport*, 1(8), 25-35.

James, P.J.; Nicol, A.C.; Hamblen, D.L. (1994). A comparison of gait symmetry and hip movements in the assessment of patients with monoarticular hip arthritis. *Clinical Biomechanics*, 9, 162-166.

Jasty, M.; Bragdon, C.; Burke, D.; O'Connor, D.; Harris, W.H. (1997). In vivo skeletal responses to porous- surface implants subjected to small induced motions. *Journal Bone Joint Surgery Am*, 79(5), 707-714.

Jones, L.C.; Hungerford, D.S. (1987). Cement disease. *Clinical Orthopaedics*, 225, 192-206.

Kameyama, O.; Ogawa, R.; Okamoto, T.; Kumamoto, M. (1990). Electric discharge patterns of ankle muscles during the normal gait cycle. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82-83, 969-974.

Kapandji, I.A. (2000). *Fisiologia articular: esquemas comentados de mecânica humana vol. II* (5ª ed.). Rio de Janeiro: Panamericana.

Kaufman, K.R.; Hughes, C.; Morrey, B.F.; Morrey, M.; An, K.N. (2001). Gait characteristics of patients with Knee osteoarthritis. *Journal of Biomechanics*, 34, 907-915.

Kaufman, K.R.; Irby, S.E.; Mathewson, J.W.; Wirta, R.W.; Sutherland, D.H.; (1996). Energy-Efficient Knee Ankle Foot Orthosis: A case study. *Journal of Prosthetics and Ortopics*, 8(3), 79-85.

Kawamura, H.; Dunbar, M.J.; Murray, P.; Bourne, R.B.; Rorabeck, C.H. (2001). The porous coated anatomic total hip replacement. *Journal Bone Joint Surgery Am*, 83, 1333-1338.

Kernozek, T. W.; LaMott, E. E.; Dancisak, M. J.;(1996). Reliability of an In-Shoe Pressure Measurement System During treadmill Walking. *Foot Ankle Int*, 17, (4), pp, 204-209.

Kerrigan, D.C.; Schauffele, M; Wen, M.N. (2002). Análise da marcha. In DeLisa, J.A.; Gans, B.M. (Eds.), *Tratado de Medicina de Reabilitação*. São Paulo: Manole.

Kirke, P.N.; Sutton, M.; Burke, H.; Daly, L. (2002). Outcome of hip fracture in older Irish women: a 2-year follow-up of subjects in a case-control study. *Int J Care Injured*, 33, 387-91.

Kisner, C.; Colby, L.A. (1992). *Exercícios terapêuticos: fundamentos e técnicas* (2ª ed.) (pp. 319-344). São Paulo: Manole.

Knackfuss, I.G.; Rosenbaum, S.; Gomes, E.S. (1993). Análise biomecânica do pé, comportamento das pressões na região plantar. *Anais do V Congresso Brasileiro de Biomecânica*, Santa Maria, pp 222-229.

Kreighbaum, E.; Barthels, K. (1996). *Biomechanics: a qualitative approach for studying human movement* (4ª ed.) U.S.A.: Allyn & Bacon.

Laassel, E. (2001). Apresentação dos sistemas de análise. In: E.Viel (eds.) *A marcha humana, a corrida e o salto* (pp. 117-140). Brasil: Manole.

Lacuesta, J. (1999). Biomecânica de la Marcha Humana Normal e Patológica. Publicaciones IBV.

Lamareux, L. W. (1971). Kinematic measurements in the study of human walking. Bull. Prosth Res., Spring.

Larget-Piet, B.; Haddad, A. (1985). As Artroses: introdução clinica e terapêutica. Queluz: Sharp&Dohme.

Larish, D.D., Martin, P.E. & Mungioole, M. (1988). Characteristic patterns of gait in the healthy old. In: Joseph, J.A. (Ed.). Central determinants of age-related declines in motor function. New York Academy of Sciences, 515. Characteristic patterns of gait in the healthy old, 18-32.

Larsson, L. E. (1980). The phases of stride and their interation in human gait. Sand. J. Rehab. Med., 12: 107.

Leitão, A.; Leitão, V.A. (1995). Clínica de Reabilitação. São Paulo: Editora Atheneu.

Lelièvre, J.; Lelièvre, J.P. (1993). Patologia del Pie (4ª Ed.). Barcelona: Masson.

Lemons, J. E. (1994). Introduction: Biomaterials and implant surgery, Materials Science and implant orthopaedic surgery II. NATO Advanced Study Institute, Chania.

Lim, L.; Carmichael, S.W.; Cabanela, M.E. (1999). Biomechanics o total hip arthroplasty. The Anatomical Record (New Anat.), 257, 110-116.

Long, W.T.; Dorr, L.D.; Healy, B.; Perry, J. (1993). Functional recovery of noncemented total hip arthroplasty. Clinical Orthopaedics Related Research, 288, 73-77.

Luger, E.; Nissan, M.; Karpf, A.; Steinberg, E.; Dekel, S. (2001). Dinamics pressures on the diabetic foot. Foot Ankle Internacional, 22(9), 715-719.

Lundeen, S.; Lundquist, K.; Cornwall, M.; Mcpoil, T.(1994).). Plantar pressures during walking compared with ambulatory activities. Foot Ankle Internacional,15(6): 324-328.

Machado, D.B. (1992). Proposta para medição e análise da distribuição de pressão nas solas dos pés, descalços e com diferentes tipos de calçado. Anais do IV Congresso Brasileiro de Biomecânica, São Paulo, 266-272.

Machado, D.B.; Ávila, A.; Amadio,A.C.; Mota, C.; Manfio, E. (1999). Estudo de Características Cinéticas do Caminhar Humano em duas situações: Descaço e com Calçado Desportivo. Laboratório de Biomecânica. São Paulo: Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo.

Madsen, M.S.; Ritter, M.A.; Morris, H.H.; Meding, J.B.; Bernd, M.E.; Faris, P.M.; Vardaxis, V.G. (2004). The effect of total hip arthroplasty surgical approach on gait. Journal of Orthopaedic Research, 22, 44-50.

Mahomed, N.N.; Liang, M.H.; Cook, E.F.; Daltroi, L.H.; Fortin, P.R.; Fossel, A.H.; Katz, J.N. (2002). The importance of patients expectations in predicting functional outcomes after total joint arthroplasty. Journal of Rheumatology, 29(6), 1273-1279.

Malysz, T.; Santos, G.M.; Ávila, A.O. (1997). Análise do comportamento cinemático da marcha de um paciente portador de diplegia espástica submetido a tratamento fisioterapêutico. In Actas do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica. Rio Grande do Sul.

Manfio, E.F. (1995). Definição de parâmetros antropométricos e biomecânicos do pé para a fabricação de calçados que atendam as condições de conforto, saúde e segurança do usuário. Dissertação de mestrado UFSM, Santa Maria

Massada, J. (2001). O Bipedismo no Homo Sapiens: Postura recente. Nova patologia. Editorial Caminho. Lisboa.

McCrory, J.L.; White, S.C.; Lifeso, R.M. (2001). Vertical ground reaction forces: objective measures of gait following hip arthroplasty. *Gait and Posture*, 14, 104-109.

McIntosh, A.S.; Beatty, K.T.; Dwan, L.N.; Vickers, D.R. (2006). Gait dynamics on an inclined walkway. *Journal of Biomechanics*, 39(13), 2491-2502.

Medved, V. (2001). Measurement of human. In Medved, V. (Eds.), *Measurement of Kinetic variables*, pp 117-164. Flórida: CRC Press.

Mendonça, J. (1981). Complicações biomecânicas das artroplastias totais da anca com prótese total de Muller. *Arquivos de Reumatologia*, 3, 41-54.

Morrey, B.F.(1991). *Joint replacement arthroplasty*. New York: Churchill Livingstone.

Mueller, M.J.; Minor, S.D.; Sahrmann S.A.; Schaaf, J.A.; Strube, M.J. (1994). Differences in the gait characteristics of patients with diabetes and peripheral neuropathy compared with age-matched controls. *Physical Therapy*, 74, 299-313.

Netter, F.H. (1998). *Sistema Musculosquelético: Anatomia, Fisiologia y Enfermedades Metabólicas*. (Tomo VIII, parte I). Barcelona: Masson.

Nigg, B. M.; Herzog, W. (2002). *Biomechanics of the musculo-skeletal system*. Chichester: John Wiley & Sons.

Nigg, B.; Demoth, J.; Neukomm, P. A. (1981). Quantifying the load on the human body. Problems and some possible solutions. *Biomechanics VII-B* pp. 88-91, University Park Press, Baltimore

Nilsson, L. T.; Frazen, H.; Carlsson, A.S.; Onnerfalt, R. (1994). Early radiographic loosening impairs the function of a total hip replacement. *Journal Bone Joint Surgery*, 76B, 235-238.

Norkin, C. (1993). *Análise da Marcha*. In: O'Sullivan, S.B. and Schmitz, T.J.

Fisioterapia: Avaliação e Tratamento (2ª ed.). São Paulo: Editora Manole.

Norkin, C.; Levangie, P.(1992). Joint Structure & Function: a comprehensive analysis.(2ª ed.).U.S.A.:F.A. Davis Company.

Nurse, M.A.; Nigg, B.M. (2001). The effect of changes in foot sensation on plantar pressure and muscle activity. Clinical Biomechanics, 16, 719-727.

Okai, L.A.; Moraes, J.C. (1999). Avaliação funcional de um sistema para análise de movimento. Anais do VIII Congresso Brasileiro de Sociedade Brasileira de Biomecânica. Universidade de Santa Catarina, 339-344.

Oliveira, P. (1996). Biomecânica da marcha no idoso. Estudo cinemático do ciclo de marcha do idoso. Tese de Mestrado da Faculdade de Ciências do Desporto e de Educação Física, da Universidade do Porto.

Olsson, E.C. (1990). Methods of studying gate. In Smith, G.L. (ed.), Gate Rehabilitation. New York: Churchill Livingstone.

Optiz, J.L. (1994). Cirurgia de reconstrução dos membros. In: kottke; Lehmann (Eds.), Tratado de medicina física e reabilitação de krusen (4ª ed.). São Paulo: Editora Manole.

Orlin, M.N.; McPoil, T.G. (2000). Plantar pressure assessment. Physical Therapy, 80(4), 828-835.

Palastanga, N.; Field, D.; Soames, R. (2000). Anatomia e Movimento Humano, Estrutura e Função. São Paulo: Manole.

Parvizi, J.; Johnson, B.G.; Rowland, C. (2001). Thirty-day mortality after elective total hip arthroplasty. Journal Bone Joint Surgery American, 83(A), 1524-1528.

Parvizi, J.; Pour, A.E.; Peak, E.L. Sharkey, P.F.; Hozack, W.J.; Rothman, R.H. (2006). One-stage bilateral total hip arthroplasty compared with unilateral total hip arthroplasty. Journal of Arthroplasty, 21(6), Suppl.2, 26-30.

Parvizi, J.; Tarity, T.D.; Herz, A.; Klein, G.R.; Sharkey, P.F.; Hozack, W.J.; Rothman, R.H. (2006). Ninety-day mortality after bilateral hip arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*, 21(7), 931-934.

Perron, M.; Malouin, F.; Moffet, H.; McFadyen, J.B. (2000). Three-dimensional gait analysis in women with a total hip arthroplasty. *Clinical Biomechanics*, 15, 504-515.

Perry, J. (1992). *Gait analysis: Normal and Pathological Function*. New York. Mc Graw-Hill

Petty, W. (1991). *Total Joint Replacement*. Philadelphia: Saunders, pp 277-285.

Picado, C.H.F.; Garcia, F.L.; Kanabushi, C.; Carvalho, S.C. (2005). Dor como sintoma de soltura de acetábulo rosqueado. *Acta Ortopédica Brasileira*, 13(1), 17-19

Pina. J.A.E. (1995). *Anatomia humana da locomoção*. Lidel Edições Técnicas

Plas, F. (2001). Os movimentos do esqueleto: do desencadeamento da marcha à Velocidade de Cruzeiro In: Viel, É. (2001). *A Marcha Humana, a Corrida e o Salto*. Biomecânica, investigação, normas e disfunções. São Paulo: Manole.

Plas, F. ; Viel, E. ; Blanc, Y. (1983). *La Marche Humaine, Kinésiologie dynamic, Biomécanique et Pathomécanique*, volume 5º (2ª ed.). Paris: Masson.

Prince, F.; Corriveau, H.; Hebert, R.; Winter, D.A. (1997). Gait and the elderly. *Gait and Posture*, 5, 128-135.

Queirós, M.V. (1996). *Reumatologia clínica*. Lisboa: Lidel - Edições Técnicas.

Queirós, M.V. (2001). *Doenças Reumáticas – A dieta, a osteoartrose, as férias, a cirurgia*. Lisboa, Secretariado Nacional para a Reabilitação e Integração das Pessoas com Deficiência.

Queirós, M.V. (2002). *Reumatologia (vol. 3)*. Lisboa: Lidel - Edições Técnicas.

Ramalho, A. (1997). Laboratório de marcha – situação atual e perspectivas futuras. In: Saad, M.; Batistella, L.R. (Eds.), *Análise de marcha: manual do CAMO-SBMFR*. São Paulo.

Ramos, A.; Simões, J.A. (2004). Uma retrospectiva de diversos registos ortopédicos da artroplastia da anca. *Revista Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia*, 12, 75-94.

Relvas, C.; Simões, J.A. (2005). Próteses da anca anatomicamente adaptadas. In 1º Encontro de biomecânica. Abrantes.

Riehle, H.; Machado, D. B. Henning, E. (1999). Análise da influência do calçado na distribuição da pressão plantar de uma população infantil durante actividades locomotoras. *Anais do VIII Congresso Brasileiro de Sociedade Brasileira de Biomecânica*. Universidade de Santa Catarina, 573-578.

Robertson, D.G.E. Caldwell, G.E. Hamill, J. Kamen, G. Whittlesey, S.N. (2004). *Research Methods in Biomechanics*. Champaign: Human Kinetics

Robinson, J.L.; Smidt, G.L. (1981). Quantitative gait evaluation in the clinic. *Physical Therapy*, 61: 351-353.

Rockwood JR, C.A.; Wilkins, K.E.; King, R.E. (1993). *Fraturas em Crianças*. São Paulo: Manole.

Roesler, C. (2002). Identificação do conteúdo de frequências presente na força de reacção do solo medida com plataforma de forças. *Brazilian Journal of Biomechanics*, 4, 51-56.

Rosebaum, D.; Becker, H. (1997). Plantar pressure measurements. Technical background and clinical applications *Foot Ankle Surgery*, 3: 1-14.

Rossi, W.R. (1998). *Marcha Normal*. In: Herbert, S.; Xavier, R. *Ortopedia e Traumatologia: Princípios e Prática*. Porto Alegre: Artmed.

Ruben, R.B; Folgado, J.; Fernandes, P.R. (2005). Optimização geométrica de próteses da articulação da anca. In 1º Encontro de biomecânica. Abrantes, Portugal.

Saad, M. (1997). Considerações sobre a marcha patológica. In: Saad, M.; Batistella, L.R. (Eds.), *Análise de marcha: manual do CAMO-SBMFR*. São Paulo.

Sacco, C.N.; Costa, P.H.; Denadai, R.; Amadio, A.C. (1997). Avaliação biomecânica de parâmetros antropométricos e dinâmicos durante a marcha em crianças obesas. *Anais do VII Congresso Brasileiro de Sociedade Brasileira de Biomecânica*. Campinas, 93-96.

Sacco, I. (1997). Estudo de parâmetros biomecânicos na marcha e limiares somato-sensoriais em pacientes portadores da neuropatia diabética. Tese de Mestrado da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade São Paulo

Sarnow, M.R.; Veves, A. (1994). In shoe foot pressure measurements in diabetic patients with at risk feet in healthy subjects. *Diabetes Care*, 17 (9), 1002-1006.

Saunders, J; Inman, V.; Eberhart, H. (1983). The major determinants in normal and pathological gait. *Journal Bone Joint Surgery*, 35A(3), 543-558.

Selber, P.R.P. (1997). Marcha em paralisia cerebral. In M. Saad; L.R. Batistella, L.R. (Eds.), *Análise de marcha: manual do CAMO-SBMFR*. São Paulo.

Sepúlveda, F.; Cliquet, A.Jr. (1998). Gait restoration in a spinal cord injured subject via neuromuscular electrical stimulation controlled by an artificial neural network. *International Journal Artificial Organs*, 21, 49-62.

Serra, L.M.A. (2001). *Crítérios fundamentais em Fracturas e Ortopedia* (2ª ed.). Lisboa: Lidel-edições técnicas.

Serrão, J. C. (2001). Locomoção humana: em busca da identificação de parâmetros reguladores do controle e geração do movimento. Anais do IX Congresso Brasileiro de Sociedade Brasileira. Rio Grande do Sul, 15-19.

Sfantos, G.K. Aliabadi, M.H. (2006). Total hip arthroplasty wear simulation using the boundary element method. Journal of Biomechanics (in press).

Silva, A.G. (2003). O transporte de mochilas escolares em posições diferenciadas e suas implicações. Faculdade de Ciências do desporto e de Educação Física. Universidade de Coimbra.

Silva, O.L. (2000). A biomecânica do aparelho locomotor humano. In A.C. Amadio; V.J. Barbanti (Eds.), A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares. São Paulo: Editora Estação Liberdade.

Silva, R.M. (1990). A medicina física e de reabilitação na clínica e terapêutica da osteoartrose. Revista Portuguesa de Reumatologia, 1(4), 96-100.

Simões, J.A. (1998). Estudo da Componente Femoral de uma Prótese da Anca de Rigidez Controlada. Tese de Doutorado. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.

Simões, J.A.; Pinto, L.; Marques, A.T.; Cabral, T. (2000). Factores de selecção de próteses. Revista Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia, 1(8), pp 93-105.

Snider, M.D. (2000) Tratamento das doenças do Sistema Musculo-Esquelético (1ª ed.). São Paulo: Editora Manole.

Soderberg, G.L. (1986). Kinesiology: Application to Pathological Motion. Baltimore, Williams & Wilkins.

Souza, J.L.; Loss, J.;Vieira, A.; Fialho, C.B. (2001). Amplitudes de oscilação do centro de pressão em quatro bases de apoio durante a avaliação da postura ortostática – estudo preliminar. Anais IX Congresso Brasileiro de Sociedade Brasileira de Biomecânica. Rio Grande do Sul, 100-104.

Spidurso, W. Francis, K.L. MacRae P.G. (2005). Physical dimensions of aging: Champaign: Human Kinetics Publishers.

Tonino, A.J.; Romanini, L.; Rossi, P.; Borroni, M.; Garcia-Araujo, C.; Garcia-Dihinx, L.; Múrcia-Mazòn, A.; Hein, W.; Anderson, J. (1995). Hydroxyapatite-coated hip prostheses, early results from an international study. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 312, 211-225.

Tronzo, R.G. (1973). *Surgery of the Hip Joint*. Philadelphia.

Turek, S.L. (1991). *Ortopedia, Princípios e Sua Aplicação Vol 2 (4ª ed.)*. São Paulo: Editora Manole.

Turíbio, F.M.; Choffi, M.; Laredo Filho, J.; Oliveira, H. (1996). Alterações radiográficas no fêmur após artroplastia não-cimentada da Parhofer-Monch. *Revista Brasileira de Ortopedia*, 31, 785-791.

Valmassy, R.L. (1996). *Clinical Biomechanics of the Lower Extremities*. St. Louis, Missouri: Mosby.

Vanzant, R.S.; McPoil, T.G.; Cornwall, M.W. (2001). Symmetry of plantar pressures and vertical forces in healthy subjects during walking. *Journal of the American Podiatric Medicine Association*, 91 (7), 636-641.

Vaughan, C. L.; Davis, B.L.; O'Connor, J.C. (1999). *Dynamics of Human Gait (2ª ed.)*. South Africa: Kiboho Publishers.

Veves, A.; Murray, H.; Young, M.; Boulton, A. (1992). The risk of foot ulceration in diabetic patiente with high foot pressure: A prospective study. *Diabetologia*, 35, 660-663.

Vieira, A.; Frazão, O.; Araújo, F.M.; Santos, J.L.; Simões, J.A. (2005). *Monitorização da integridade mecânica e funcional in vivo de implantes ortopédicos*. Abrantes, Portugal.

Viel, E.; Esnault, M. (2001). Papel desempenhado pelo pé durante a fase de apoio no solo. In: Viel, É. (2001). A Marcha Humana, a Corrida e o Salto. Biomecânica, investigação, normas e disfunções. São Paulo: Manole

Viladot, P. A. (1987). Patologia do Antepé (3ª ed.). São Paulo: Roca Lta.

Viladot, P. A. (1994). Diez Lecciones sobre patollogie del Pie. Barcelona: Ediciones Toray.

Wadsworth, J.; Smidt, G. L.; Johnston, R. C. (1972). Gait Characteristics of subjects with hip disease. Physical Therapy 52: 829-839.

Wearing, S.C.; Urry, S.R.; Smathers, J.E.; Battistutta, D. (1999). A comparison of gait initiation and termination methods for obtaining plantar foot pressures. Gait and Posture, 10, 255-263.

Whittle, M.W. (2000). Gait analysis: an introduction. Utterworth-einemann. Oxford

Willert, H.G.; Bertran, H.; Buchhorn, G.H. (1990). Osteolysis in alloarthroplasty of the hip: The role of bone cement fragmentation. Clinical Orthopaedics, 258, 108-121.

Winter, D.A. (1979). Biomechanics of human movement. John Wiley e Sons, Inc. Canada. Ontário

Winter, D.A. (1990). Biomechanics and motor control of human movement. New York : Wiley & Sons.

Winter, D.A. (1991). The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Elderly and Pathological. Waterloo: University of Waterloo Press.

Wit, B.; Clercq, D.; Aerts, P. (2000). Biomechanical analisys of the stance phase during barefoot and shod running. Journal of Biomechanics, 33: 269-278.

Wright, J.G.; Young, N.L. (1997). The patient-specific index: asking patients what they want. Journal Bone Joint Surgery, 79, 974-983.

Yoshida, H.; Faust, A.; Wilckens, J.; Kitagawa, M.; Fetto, J.; Chao, E. (2006). Three-dimensional dynamic hip contact area and pressure distribution during activities of daily living. *Journal of Biomechanics*, 39(11), 1996-2004.

Zimmerman, J.R. (2002). Reabilitação de Artroplastias Totais de Quadril e de Joelho cap 66. In A.J. DeLise; M.B. Gans (Eds.), *Tratado de Medicina de Reabilitação-Princípios e Prática* (vol. 2). São Paulo: Editora Manole.

Documentos electrónicos

Barela, A.; Duarte, M. (2006). Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana. Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo. Em linha]. [Consult. 07-05-2006]. Disponível em WWW:< URL:<http://lob.iv.fapep.br>

Dupuis, M. (2004) L'Artrose et le travail. [Em linha]. [Consult. 07-05-2006]. Disponível em WWW:<URL:[http:// www.abacom.com/~cttae/](http://www.abacom.com/~cttae/)

Filho, B.J.R. (2006). Doença articular degenerativa osteoartrose ou espondiloartrose. [Em linha]. [Consult. 02-06-2006]. Disponível em WWW:<URL:<http://www.wgate.com.br/conteúdo/medicinaesaude/fisioterapia/blair>.

Filho, B.J.R. (2006). Biomecânica global. [Em linha]. [Consult. 02-06-2006]. Disponível em WWW:<URL:[http:// www.fisioweb.com.br](http://www.fisioweb.com.br)

Renaltec (2006). Prótese femoral não-cimentada Spotorno. [Em linha] [Consult. 15-07-2006]. Disponível em WWW:<URL:http://www.renaltec.com.br/divisao_cirurgicasulzer_protsequadril.htm

Sacco, C.N. (2001). Apostila didáctica / Introdução à biomecânica. [Em linha] [Consult. 10-02-2006]. Disponível em [www:<http://www.biomeconline.tripod.com/introdução.html>](http://www.biomeconline.tripod.com/introdução.html).

Anexos

UNIVERSIDADE DO PORTO
FACULDADE DE CIÊNCIAS DO DESPORTO E DE EDUCAÇÃO FÍSICA

CONSENTIMENTO INFORMADO

Eu,declaro,
que fui informado e esclarecido sobre o Estudo subordinado ao tema 'Análise da
Marcha na Artroplastia da Anca - Prótese Total da Anca não Cimentada', a realizar na
Faculdade de Ciências do Desporto e de Educação Física da Universidade do Porto,
inserido na preparação da Dissertação de Mestrado da Dra. Ana Maria Veiga do Coxo
Martins, sob a orientação do Professor Doutor Leandro Machado, do qual faço parte
voluntariamente.

Porto, dede 2005

(Assinatura)

UNIVERSIDADE DO PORTO

FACULDADE DE CIÊNCIAS DO DESPORTO E DE EDUCAÇÃO FÍSICA

CARACTERIZAÇÃO DO INDIVÍDUO

Data: ____ / ____ / ____

Nome:

Idade:

Peso:

Altura:

Data da Cirurgia:

Destrímão

Sinistrímão

Membro Lesado

Nº DA COLHEITA

OBSERVAÇÕES

1

2

3

4

5

6

7

8

9

10
