



ESCORE DE FUNCIONALIDADE DA MARCHA HUMANA: APLICAÇÃO EM  
SUJEITOS COM LESÃO NO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

Gustavo Leporace de Oliveira Lomelino Soares

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientadores: Jurandir Nadal

Luiz Alberto Batista

Rio de Janeiro

Maio de 2012

ESCORE DE FUNCIONALIDADE DA MARCHA HUMANA: APLICAÇÃO EM  
SUJEITOS COM LESÃO NO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

Gustavo Leporace de Oliveira Lomelino Soares

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO  
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA  
(COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE  
DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE  
EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

---

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.

---

Prof. Marcio Nogueira de Souza, D.Sc.

---

Prof. Luiz Alberto Batista, D.Sc.

---

Prof. Carlos Gomes de Oliveira, D.Sc.

---

Prof. Julio Guilherme Silva, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

MAIO DE 2012

Soares, Gustavo Leporace de Oliveira Lomelino

Escore de funcionalidade da marcha humana: Aplicação em sujeitos com lesão no ligamento cruzado anterior/ Gustavo Leporace de Oliveira Lomelino Soares. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2012.

IX, 165 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Jurandir Nadal

Luiz Alberto Batista

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2012.

Referências Bibliográficas: p. 83-93.

1. Marcha Humana. 2. Escore de Funcionalidade da Marcha. 3. Análise de Componentes Principais. I. Nadal, Jurandir *et al.*. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

## **Agradecimentos**

Agradeço inicialmente a meus pais, Regina Leporace e Luiz Fernando Lomelino, por toda a educação que me deram durante toda a minha vida, me proporcionando alcançar mais essa etapa da minha vida. Sei que abdicaram muito do conforto de vocês para sempre poder proporcionar a mim e a meus irmãos um ensino com a melhor qualidade existente.

Agradeço também a meus orientadores, Prof Jurandir Nadal e Prof Luiz Alberto Batista, por toda a dedicação e disponibilidade quando precisei de ajuda nesses últimos dois anos.

Agradeço mais uma vez ao Prof Luiz Alberto Batista por ser meu mentor intelectual desde o início de minha vida acadêmica, ainda como aluno de iniciação científica e monitor, na graduação em Educação Física, na UERJ. É uma pena que nem todos têm a possibilidade de conviver algum tempo com essa pessoa excepcional, com conhecimento, dedicação e amor tão grande à sua profissão. Levarei para sempre todos os exemplos que tive até hoje e espero continuar tendo. Meus mais sinceros agradecimentos.

Não posso deixar de agradecer todo o esforço do Prof Marcio, que mesmo sem ser meu orientador, sempre esteve disponível para discutir assuntos ligados ou não à minha dissertação, assim como aconselhar acerca de diversas que, indubitavelmente, influenciaram muito na qualidade desse trabalho.

Um agradecimento grande à equipe do Laboratório de Biomecânica e Comportamento Motor da UERJ, Serjão Pinto, Gabriel Zeitoune, Marco Zeitoune, Thiago Luciano, Glauber Pereira e Jomilto Praxedes.

Agradeço ao pessoal do LAPIS do PEB, COPPE/UFRJ, Adriane Muniz, Igor Jesus, Diogo Simões e Glauber Pereira, pela ajuda na parte de fundamentação teórica do trabalho e por toda nossa vivência.

Agradeço também o amigo Aloizio Netto, também do LAPIS, pela essencial ajuda no desenvolvimento de diversas rotinas em MATLAB que foram imprescindíveis no processamento de todos os dados do trabalho.

Finalmente, agradeço às agências de fomento CAPES, CNPq e FAPERJ pelo fomento à pesquisa e concessão de bolsas de estudo.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

## ESCORE DE FUNCIONALIDADE DA MARCHA HUMANA: APLICAÇÃO EM SUJEITOS COM LESÃO NO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

Gustavo Leporace de Oliveira Lomelino Soares

Maio/2012

Orientadores: Jurandir Nadal

Luiz Alberto Batista

Programa: Engenharia Biomédica

O objetivo desse estudo foi desenvolver um índice que possibilite quantificar o status de normalidade da marcha e que identifique objetivamente as principais alterações. Quatro ciclos da marcha de 21 indivíduos hígidos foram coletados por um sistema de análise de imagens, onde os deslocamentos angulares da pelve, quadril, joelho e tornozelo foram calculados e inseridos em uma matriz utilizada para a realização da análise de componentes principais (ACP). Os escores dos componentes principais (CP) retidos foram utilizados para calcular a distância padrão (DP) de cada indivíduo do grupo controle em relação ao seu centróide. O intervalo de confiança superior da DP do grupo controle foi utilizado como o limiar de normalidade. Seis sujeitos com reconstrução no ligamento cruzado anterior (LCA) tiveram suas marchas examinadas e foram avaliados individualmente por uma nova ACP. Dos seis sujeitos lesionados, quatro apresentaram alteração no padrão de marcha e dois apresentaram uma marcha dentro do índice de normalidade. Entre as principais alterações, destacaram-se a redução da rotação interna da pelve, aumento da rotação interna e varismo do joelho e aumento da flexão plantar do tornozelo nos indivíduos lesionados. Essas alterações são descritas na literatura como potenciais fatores de risco para aumento da sobrecarga e degeneração precoce da articulação do joelho, o que ratifica a alta incidência de osteoartrose em indivíduos com lesão no referido ligamento. Concluiu-se que o escore de funcionalidade da marcha foi desenvolvido com sucesso, sendo sua aplicabilidade clínica mostrada pelas alterações na marcha de sujeitos com lesão no LCA, compatíveis com o descrito na literatura.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

HUMAN GAIT FUNCTIONALITY SCORE: APPLICATION TO SUBJECTS WITH  
ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT INJURY

Gustavo Leporace de Oliveira Lomelino Soares

May/2012

Advisors: Jurandir Nadal

Luiz Alberto Batista

Department: Biomedical Engineering

The aim of this study was to develop an index that allows quantifying the status of normality of gait patterns and to objectively identify the locations where the changes occur. Four gait cycles of 21 healthy individuals were collected, the angular displacement of the pelvis, hip, knee and ankle were calculated and entered into a matrix used to perform the principal component analysis (PCA). The scores of the retained principal components (PC) were used to calculate the standard distance (SD) of each of the controls subjects in relation to their centroid. The upper confidence interval of the SD in the control group was used as the threshold of normality. The gait pattern of six subjects with anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction had been examined and evaluated individually by a new PCA. Of the six people injured, four showed changes in gait pattern and two had values inside the threshold of normality. Among the main alterations, the reduction of internal rotation of the pelvis, increased internal rotation and adduction of the knee and increased ankle plantar flexion can be highlighted in most of the injured subjects. These changes are described in the literature as potential risk factors for the increase in overload and early degeneration of the knee joint, which confirms the high incidence of osteoarthritis in patients with ACL injury. It is concluded that the gait functionality score was successfully developed, and its clinical application were shown by the gait of subjects with ACL injury, that was consistent to the gait pattern described in the literature for ACL patients.

## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO .....	1
1.1. O problema do estudo.....	3
1.2. Objetivo Geral .....	3
1.3. Objetivos Específicos .....	3
1.4. Hipóteses .....	3
2. REVISÃO DE LITERATURA .....	4
2.1. A Marcha Humana.....	4
2.2. Estratégias de Quantificação e Interpretação da Marcha Humana Normal e Patológica .....	8
2.3. A Lesão no Ligamento Cruzado Anterior (LCA).....	14
2.4. Padrão de Marcha em Sujeitos com Acometimentos no LCA .....	18
3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA .....	24
3.1. Propriedades e Operações Matriciais .....	24
3.1.1. Matrizes.....	24
3.1.1.1. Vetor.....	25
3.1.1.2. Matriz Transposta.....	25
3.1.1.3. Matriz Diagonal.....	25
3.1.1.4. Matriz Identidade .....	25
3.1.1.5. Matriz Inversa .....	25
3.1.1.6. Matriz Ortogonal .....	26
3.1.1.7. Matriz Simétrica.....	26
3.1.2. Produto Matricial .....	26
3.1.2.1. Multiplicação de uma Matriz por um Escalar .....	26
3.1.2.2. Produto Interno de duas Matrizes.....	26
3.1.3. Autovetores e Autovalores.....	27
3.2. Análise de Componentes Principais .....	28
3.2.1. Cálculo dos Componentes Principais.....	30
3.2.2. Fatores de Carga dos Componentes Principais.....	32
3.2.3. Cálculo dos Escores dos Componentes Principais.....	33
3.2.4. Cálculo das Variâncias Explicadas por cada Componente Principal.....	34

3.2.5.	Seleção do Número de Componentes Principais Retidos na Análise .....	35
3.2.6.	Distância Padrão .....	36
3.3.	Cálculo de Rotações Finitas em um Espaço Tridimensional baseado nos Ângulos de Euler.....	37
4.	MATERIAIS E MÉTODOS .....	39
4.1.	Desenvolvimento do Escore de Funcionalidade da Marcha (EFM).....	39
4.2.	Análise da Marcha: Protocolo Experimental.....	41
4.3.	Instrumentação.....	43
4.4.	Análise e Processamento dos Sinais .....	43
4.5.	Aplicação do Escore de Funcionalidade da Marcha (EFM) em Sujeitos com Lesão no LCA.....	50
5.	RESULTADOS .....	55
5.1.	Cinemática do grupo controle.....	55
5.2.	Análise de Componentes Principais do Grupo Controle .....	57
5.2.1.	Seleção do Número de componentes para entrar no modelo .....	57
5.2.2.	Distância Padrão e determinação do limite de normalidade.....	59
5.3.	Análise de Componentes Principais dos Grupos Controle e Lesionado .....	60
5.3.1.	Reconstrução dos sinais do grupo controle usando as duas ACPs .....	60
5.3.2.	Cinemática do grupo lesionado.....	61
5.3.2.1.	Sujeito 1.....	61
5.3.2.2.	Sujeito 2.....	63
5.3.2.3.	Sujeito 3.....	65
5.3.2.4.	Sujeito 4.....	67
5.3.2.5.	Sujeito 5.....	69
5.3.2.6.	Sujeito 6.....	71
6.	DISCUSSÃO.....	73
7.	CONCLUSÃO .....	82
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	83
	ANEXOS .....	94
	Anexo A: Carta de Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da UERJ.....	94
	Anexo B: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido .....	95
	Anexo C: Versão Brasileira do IKDC <i>Subjective Knee Form</i> .....	96
	Anexo D: Versão Brasileira do <i>Lower Extremity Functional Scale</i> .....	99



Anexo E: Fatores de Carga Diferenciais.....	100
Sujeito 1.....	100
Sujeito 2.....	111
Sujeito 3.....	122
Sujeito 4.....	133
Sujeito 5.....	144
Sujeito 6.....	155

## 1. INTRODUÇÃO

Esse estudo foi fundamentado na necessidade de aplicabilidade clínica dos resultados dos exames de marcha humana. Apesar dessa área ser uma das mais estudadas no ramo da biomecânica, poucos foram os estudos que descreveram os resultados de seus experimentos buscando uma aplicação clínica imediata. Numa rápida pesquisa na base de dados do PubMed, a busca com a palavra *gait* (marcha, em inglês) retorna cerca de 28900 artigos publicados em revistas indexadas desde 1897 até os dias atuais. Grande parte da literatura disponível nessa área é dedicada à comparação entre o padrão de marcha de indivíduos hígidos e acometidos por alguma lesão ortopédica ou neurológica (QUEEN *et al.*, 2011; RUTZ *et al.*, 2011), como também a influência de procedimentos cirúrgicos e terapêuticos para melhora da qualidade da marcha (TSIVGOULIS *et al.*, 2011), entre outros aspectos. No entanto, em parte desses estudos foram utilizadas técnicas estatísticas que demandam o uso de amostras representativas para aumentar a probabilidade de uma distribuição normal dos dados, reduzir os erros tipo I e II e, por conseguinte, aumentar a capacidade de inferência dos dados. Contudo, essa forma de análise impossibilita que esses testes sejam aplicados a indivíduo lesionados individualmente, reduzindo, assim, o grau de aplicabilidade clínica do exame. A incapacidade na realização de diagnósticos funcionais, com laudos individuais, atenua a utilização de análises biomecânicas do movimento humano na prática clínica (SIMON, 2004).

No que concerne às lesões na articulação do joelho, aquelas no ligamento cruzado anterior (LCA) assumem papel importante devido à alta incidência em populações jovens praticantes de atividades esportivas (MIYASAKA *et al.*, 1991). Além disso, para além das alterações funcionais específicas, diversas comorbidades estão presentes em sujeitos acometidos por lesões no LCA. Segundo LOHMANDER *et al.* (2004), estima-se que entre 50% a 100% de indivíduos com lesões no referido ligamento apresentarão dor, limitações funcionais e sinais radiográficos de osteoartrite no joelho após 12 a 20 anos de ocorrência da primeira lesão. Tal quadro tende a comprometer de forma importante diversos aspectos da motricidade do indivíduo acometido.

A marcha é uma dentre as diferentes condutas motoras que apresentam padrão biomecânico alterado em decorrência de lesões no LCA, com evidente modificação na mobilização, para além do próprio joelho, do quadril e tornozelo, assim como da ação

dos músculos que atuam nessas articulações (FERBER *et al.*, 2002). Desperta especial interesse por ser uma conduta motora de extremo impacto sobre a vida das pessoas, além do que, é particularmente afetada por lesões que acometam a funcionalidade de articulações da cadeia cinemática de membros inferiores, notadamente os joelhos.

No que tange ao padrão de locomoção no período pós-operatório da reconstrução ligamentar, há estudos que mostram uma normalização do padrão de marcha no período após o procedimento cirúrgico (KNOLL *et al.*, 2004a), enquanto outros identificam a presença de alterações importantes, tanto na cinemática quanto na atividade mioelétrica dos membros inferiores (FRAVE *et al.*, 2006).

Infelizmente, os dados sobre o padrão de marcha associados a lesões no LCA disponíveis na literatura científica são controversos e insuficientes. Como a quantidade de produção ainda é relativamente pequena e a quantidade de variáveis intervenientes é muito grande, há uma grande possibilidade de que as discrepâncias entre resultados sejam decorrentes de limitações metodológicas ainda não identificadas, ou descritas, o que faz com que se compile e compare dados de estudos que, na verdade, guardam entre si importantes diferenças processuais.

O processamento de dados oriundos da marcha humana é desafiador devido à sua alta dimensionalidade, dependência temporal, variabilidade e natureza correlata (CHAU, 2001). Com o propósito de superar tais limitações, como as acima apresentadas, técnicas de processamento de sinais multidimensionais, em suas representações espaço-temporais, têm sido aplicadas no estudo da marcha, sendo uma das mais utilizadas, nos últimos anos, a Análise de Componentes Principais (ACP) (MUNIZ e NADAL, 2009).

Porém, a utilização dos resultados da análise de componentes principais de forma a desenvolver índices que possibilitem a identificação do *status* funcional individual de indivíduos acometidos por diversas patologias ainda é uma possibilidade pouco explorada (ROMEI *et al.*, 2004; SCHWARTZ & ROZUMALSKI, 2008). Nesse sentido, o desenvolvimento de um índice que possibilite a avaliação individual da marcha humana tende a contribuir com uma melhora do grau de aplicabilidade clínica dos resultados obtidos em testes, além de possibilitar a orientação do desenvolvimento de estratégias de intervenções terapêuticas para a reabilitação de lesões ortopédicas, com vistas a individualizar e minimizar o tempo de tratamento dessas lesões.

## **1.1. O problema do estudo**

Mesmo com extensa revisão bibliográfica, não foi encontrado, na literatura, um índice de quantificação da normalidade da marcha humana que possibilite a identificação das articulações e locais de alteração no ciclo, com aplicabilidade para a ortopedia. Os índices existentes (SCHUTTE *et al.*, 2000; SCHWARTZ e ROMUZUMALSKI,2008) possuem grande aplicabilidade para doenças neurológicas, possuindo limitações para aplicação a lesões ortopédicas, além de não discriminarem as articulações nem os locais que expliquem a perda de funcionalidade.

## **1.2. Objetivo Geral**

Desenvolver um índice que possibilite a obtenção de um escore que quantifique o status de normalidade e funcionalidade da marcha, baseando-se nos dados de indivíduos hígidos.

## **1.3. Objetivos Específicos**

1. Desenvolver um escore de funcionalidade da marcha (EFM) que possa ser utilizado para avaliações individuais, baseados em dados cinemáticos da marcha;
2. Descrever o padrão de normalidade da marcha, baseados na cinemática dos membros inferiores de indivíduos hígidos;
3. Implementar o EFM em sujeitos com lesão no ligamento cruzado anterior, apresentando sua aplicação clínica;

## **1.4. Hipóteses**

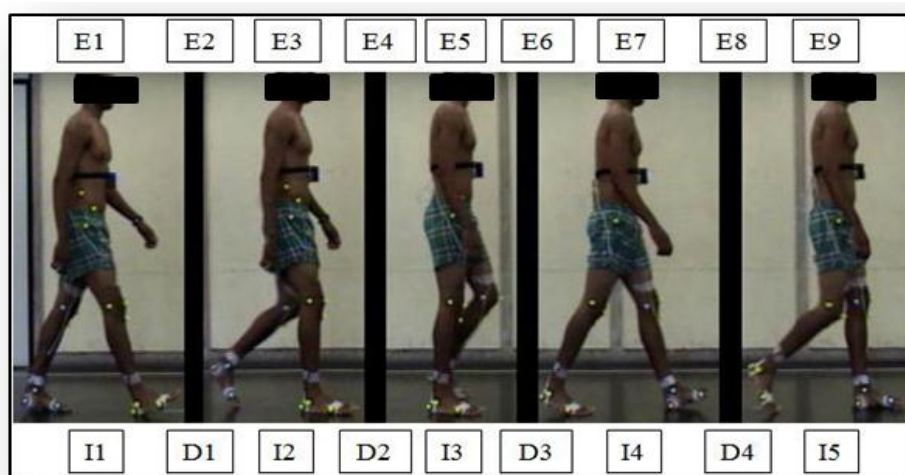
1. O padrão de marcha do grupo controle estará de acordo com os dados publicados na literatura;
2. O EFM será desenvolvido com sucesso;
3. O EFM possibilitará a classificação de indivíduos com lesão no LCA, além de identificar os movimentos que estão alterados e que estão levando o padrão de marcha individual a ser classificado como anormal;

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

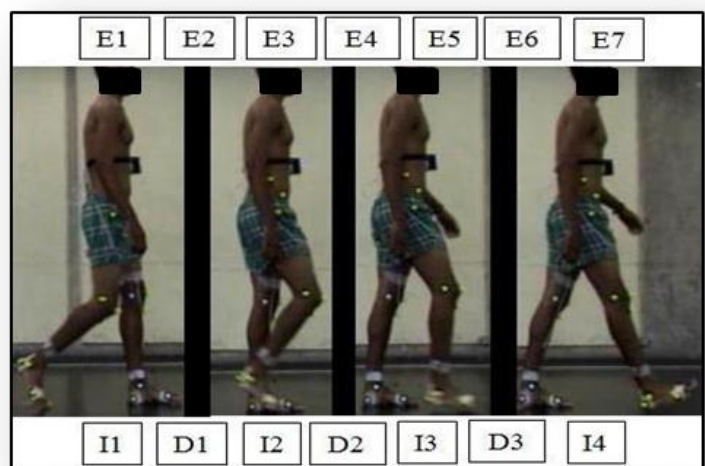
### 2.1. A Marcha Humana

A locomoção bípede humana apresenta características peculiares e influencia a participação individual no tocante à interação na sociedade. Disfunções na marcha estão no âmbito das queixas mais frequentes de sujeitos em centros de reabilitação e são, muitas vezes, um dos focos do tratamento de diversas doenças (OATIS, 2008). Conceitualmente, a marcha é composta por movimentos cíclicos dos membros inferiores, apresentando eventos contínuos e repetitivos até que o deslocamento pretendido seja finalizado (VAUGHAN *et al.*, 1999). Existem diversas maneiras de se classificar essa conduta motora, sendo mais utilizadas aquelas que informam quanto à presença de contato no solo; quanto ao número de constrangimentos mecânicos em apoio no solo; e quanto à exigência funcional em diferentes períodos do ciclo da marcha (PERRY, 2005).

Em geral, cada ciclo da marcha é delimitado por uma passada, que corresponde ao contato inicial de um dos pés no solo até o contato inicial seguinte do mesmo membro. Assim, cada passada compreende dois passos, onde o passo corresponde à distância percorrida entre o contato inicial de um pé no solo até o contato inicial do pé oposto no solo (OATIS, 2008). Para a discriminação desses eventos é necessário que se tome como parâmetro de referência para análise apenas um dos membros inferiores (Figura 2.1 e 2.2).



**Figura 2.1:** Análise por divisão em etapas da fase de apoio do ciclo da marcha. Conduta motora dividida em nove fases, contendo cinco instantes e quatro durações. As imagens são indicativas dos instantes e o espaço (barra preta) entre elas as durações. A D1 corresponde à resposta à carga, a D2 ao apoio médio, a D3 ao apoio terminal e D4 pré-balanço.



**Figura 2.2:** Análise por divisão em etapas da fase de balanço do ciclo da marcha. Conduta motora dividida em sete fases, contendo quatro instantes e três durações. As imagens são indicativas dos instantes e o espaço (barra preta) entre elas as durações. A D1 representa a sub-fase de balanço inicial, a D2 representa o balanço médio e a D3 representa o balanço terminal.

Para descrição das etapas da marcha em cada uma das classificações, será utilizada como referência uma análise por divisão em etapas. Esse procedimento sistemático toma como princípio a descrição de eventos contínuos em etapas, que são divididas em instantes (I) e durações (D). DONSKOI e ZATSIORSKI (1988) definem instante como um período de tempo infinitesimalmente pequeno, sendo utilizado para descrever a posição de um corpo no espaço, similar a uma sequência de fotografias, na qual se sabe da existência de um período de tempo decorrido entre duas fotos consecutivas. No entanto, para fins didáticos de análise do movimento, admite-se nos instantes apenas a descrição da posição do corpo. Entre cada dois instantes encontra-se uma duração na qual o movimento está acontecendo. Consequentemente, o número de etapas é dado pela soma algébrica do número de instantes (I) e durações (D).

A classificação mais global da marcha, em relação à presença de contatos no solo, se divide em cinco fases, sendo três instantes e duas durações, estas últimas denominadas fase de apoio e fase de balanço (VAUGHAN *et al.*, 1999). Os instantes inicial e final da fase de apoio são o contato inicial do pé no solo e a retirada do mesmo, representando aproximadamente 60% do ciclo da marcha. Antigamente utilizava-se o termo ataque do calcanhar (*heel strike*) para designar o instante inicial de um ciclo; no entanto, em determinadas ocasiões, como após ocorrências de acidentes vasculares encefálicos (AVEs) e outras doenças neurológicas e ortopédicas, o contato inicial não é

feito com o calcanhar (PERRY, 2005). Desse modo, PERRY (2005) sugeriu que o termo contato inicial fosse utilizado para designar o evento primário de um ciclo. A fase de balanço, representativa dos 40% restantes do ciclo, inicia-se no instante final da fase de apoio e termina no instante em que o pé retorna ao solo, representando o instante inicial da fase de apoio do ciclo seguinte (PERRY, 2005).

A segunda classificação, em relação ao número de constrangimentos contra o solo, divide-se em nove fases, sendo as quatro durações descritas como apoio duplo inicial, apoio simples, apoio duplo terminal e balanço (PERRY, 2005). Essa classificação é uma divisão daquela apresentada acima, sendo que apenas subdivide a fase de apoio em três durações (VAUGHAN *et al.*, 1999). O apoio duplo inicial começa no instante em que há o contato de um dos pés no solo e se estende até o instante em que o pé oposto perde contato com o solo, representando aproximadamente os 10% iniciais do ciclo da marcha (PERRY, 2005). A partir desse instante inicia-se o apoio simples, no qual apenas um pé encontra-se em contato com o solo, representado 40% do ciclo da marcha. Deve-se considerar que enquanto um membro está em apoio simples o membro contra-lateral encontra-se na fase de balanço (PERRY, 2005), facilmente observado pelo período de tempo decorrido nessa fase. No instante em que o membro que estava em balanço retorna ao solo inicia-se o apoio duplo terminal, que é delimitado pela retirada do pé que está sendo analisado do solo (VAUGHAN *et al.*, 1999). Somando-se o percentual dessas três durações alcança-se um total de 60% do ciclo da marcha, que, como descrito acima, representa a fase de apoio. A última duração dessa classificação é a fase de balanço, que não apresenta diferenças quanto à classificação anterior.

A descrição mais comumente utilizada na literatura refere-se à exigência funcional de diferentes períodos da marcha, o que, no que tange aos instantes delimitadores, é bem semelhante à classificação acima (CHAMBERS e SUTHERLAND, 2002). O evento inicial é descrito como contato inicial do pé contra o solo. A fase seguinte é a resposta à carga, na qual o membro que entrou em contato com o solo absorve as forças verticais de reação do solo (FVRS), geradas a partir da queda de aproximadamente 1 cm do pé até o solo (PERRY, 2005), representando 10% do ciclo da marcha, delimitadas pelos mesmos eventos que o apoio duplo inicial, apresentado acima. A fase de apoio simples nessa classificação é dividida em duas durações, o apoio médio e o apoio terminal, correspondendo de 10% a 30% e de 30% a 50% do ciclo da

marcha, respectivamente (VAUGHAN *et al.*, 1999). O apoio médio inicia-se com a retirada do membro oposto do solo e termina no instante em que a projeção do centro de gravidade corporal (CGC) encontra-se alinhado com as FVRS (VAUGHAN *et al.*, 1999). Essa duração representa o início da progressão do corpo sobre o pé estacionário (PERRY, 2005), descrito como movimento pendular na marcha (PERRY, 2005). A fase de apoio terminal inicia-se com o fim do apoio médio e delimita-se no instante em que o pé oposto, que está em balanço, entra novamente em contato com o solo (VAUGHAN *et al.*, 1999). Nessa fase há o deslocamento pósterio-anterior do CGC em relação à base de sustentação. A fase de pré-balanço apresenta os mesmos instantes delimitadores que o apoio duplo terminal. Durante o pré-balanço há a transferência de peso para o membro oposto e a liberação do membro inferior para iniciar a fase de balanço. A fase de balanço pode ser dividida em três durações, balanço inicial (60%-73% do ciclo), balanço médio (73%-87% do ciclo) e balanço terminal (87%-100% do ciclo). No entanto, o estudo específico dessas fases não é visto como tendo importância funcional (OATIS, 2008).

Há muitos anos se pesquisa acerca dos padrões de marcha em indivíduos com diferentes idades (GANLEY e POWERS, 2005) e diferentes condições clínicas (MUNIZ e NADAL., 2009), com o objetivo de identificar padrões de marcha que caracterizem essas populações. Entretanto, recentemente o exame da marcha tem sido utilizado com fins mais específicos, como, por exemplo, critério de indicação para a realização de procedimentos cirúrgicos (KAROL *et al.*, 2009), critério de seleção para procedimentos terapêuticos (VAS GRINSVEN *et al.*, 2010), identificação de fatores de risco e fatores preditivos de doenças degenerativas e lesões esportivas (GAO e ZHENG, 2010; WEBSTER e FELLER, 2011), entre outros aspectos.

Muitos dos estudos biomecânicos que utilizam a marcha como a conduta motora de teste selecionam como parâmetros de mensuração aspectos cinemáticos dos membros inferiores (GANLEY e POWERS, 2005; METSAVAHT *et al.*, 2010b). Em biomecânica, cinemática é o ramo da biomecânica que estuda os corpos baseados em suas representações espaciais, temporais e espaço-temporais, sem levar em consideração o estudo das forças atuando no sistema (DONSKOI e ZATISIORSKI, 1988; KNUDSON, 2007). Entre as variáveis cinemáticas examinadas, a mais comum é o comportamento angular individual das articulações dos membros inferiores (CHAMBERS e SUTHERLAND, 2002).



## 2.2. Estratégias de Quantificação e Interpretação da Marcha Humana Normal e Patológica

Devido à disseminação da utilização de técnicas estatísticas inferenciais no meio científico buscando relações de causa e efeito entre diversas variáveis, cada vez se torna menos constante a realização de estudos que tenham como principal objetivo o desenvolvimento de técnicas de análise de dados individuais, sendo preconizada a utilização de grandes amostras de forma gerar uma representatividade de toda uma população. Por conseguinte, a incapacidade de realização de diagnósticos funcionais, com laudos individuais, atenua a utilização de análises biomecânicas do movimento humano na prática clínica (SIMON, 2004).

No que tange à marcha, diversas estratégias de avaliação do padrão de movimento dos membros inferiores já foram descritas na literatura, desde a utilização de análises qualitativas, questionários e escalas até propostas de quantificação de alterações na marcha por meio de índices baseados em avaliação tridimensional do movimento humano (NOVACHECK *et al.*, 2000; SCHUTTE *et al.*, 2000; READ *et al.*, 2003; ROMEI *et al.*, 2004).

A forma mais básica de análise da marcha consiste na realização de observações sistemáticas e pontuação de determinados parâmetros em escalas validadas para avaliar diferentes aspectos da marcha. O Índice de Dinâmica da Marcha (*Dynamic Gait Index*) é uma escala desenvolvida para avaliar a qualidade do equilíbrio postural durante a marcha de idosos com risco de queda (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 1995). Consiste em oito tarefas com diferentes demandas, como caminhar em diferentes velocidades e com movimentos de cabeça, ultrapassar obstáculos, subir e descer escadas e realizar mudanças de direção durante a caminhada. Possui uma escala de zero a três pontos em cada questão, de acordo com a realização da tarefa, totalizando 24 pontos. Um escore menor do que 19 pontos é indicativo de risco de queda em idosos (SHUMWAY-COOK *et al.*, 1997) e em sujeitos com doenças vestibulares (WHITNEY *et al.*, 2000).

A Avaliação Funcional da Marcha (*Functional Gait Assessment*) é outra escala, derivada dessa primeira, contendo sete das oito questões propostas originalmente, além da adição de três novos itens, incluindo pontuações para caminhar com a base de suporte reduzida, andar para trás e andar com os olhos fechados (WRISLEY *et al.*,

2004). Essas adaptações foram realizadas com o intuito de abranger déficits específicos de sujeitos com alterações vestibulares. Nessas duas escalas, os escores são determinados por um avaliador especialista em marcha.

Por sua vez, o Questionário de Avaliação Funcional Gillete (*Gillette Functional Assessment Questionnaire*) é um instrumento que tem por objetivo obter informações dos familiares próximos quanto ao grau de funcionalidade da marcha de crianças, não exclusivamente com diagnóstico de paralisia cerebral, embora sua validação tenha sido realizada com uma amostra com 83% dos participantes crianças com paralisia cerebral (NOVACHECK *et al.*, 2000).

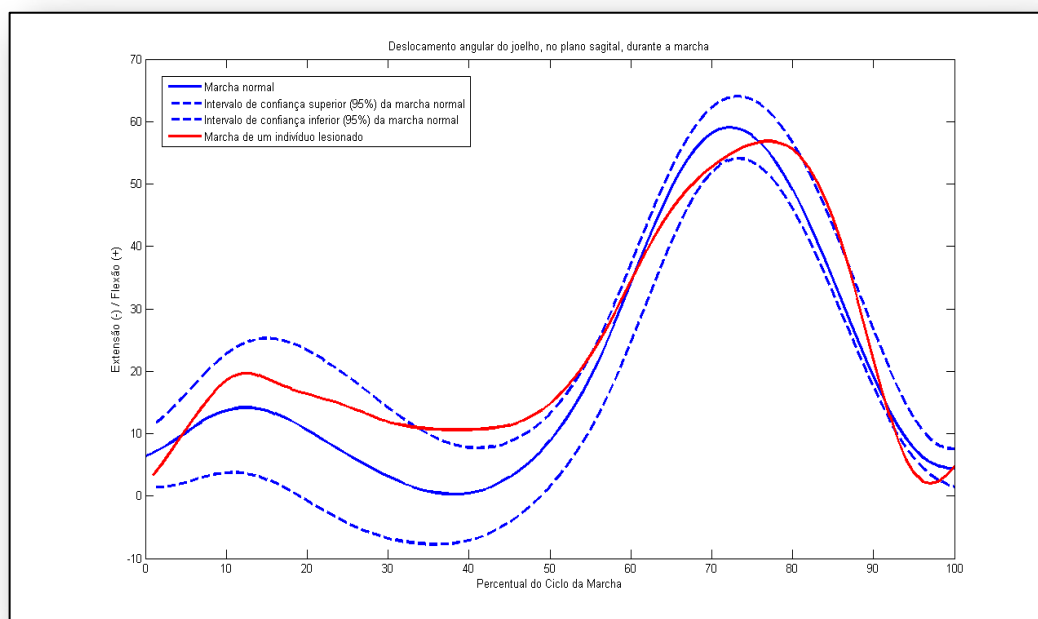
O Escore da Marcha de Edinburgo (*Edinburgh Gait Score*) foi desenvolvido especificamente para análise da marcha de sujeitos com paralisia cerebral por meio de uma análise qualitativa de filmagens durante a marcha (READ *et al.*, 2003). As variáveis escolhidas para inclusão no escore foram aquelas consideradas mais pertinentes, por avaliadores experientes, para a funcionalidade da marcha de sujeitos com paralisia cerebral; no entanto, com a limitação de que fosse possível identificá-las por meio de observações visuais das filmagens. Os escores para cada questão variam de zero a dois, de forma que zero representa normalidade e dois representa alteração grave da variável analisada.

Apesar de esses instrumentos serem validados para o uso clínico, apresentando indicativos de funcionalidade para populações específicas, como descrito acima, análises qualitativas necessitam de procedimentos sistemáticos (KNUDSON e MORRISON, 2002, HAY e REID, 1982), visando garantir a confiabilidade das avaliações, que não são descritos nos artigos originais de desenvolvimento e validação dos instrumentos. Além dessas limitações, esses instrumentos examinam somente a funcionalidade global da marcha do indivíduo, sem se preocupar com o padrão de movimento por meio do qual os sujeitos estão realizando as tarefas de deslocamento.

Por conseguinte, seu uso com o objetivo de descrever alterações em relação à normalidade se torna restrito no tocante a investigação de alterações nos padrões de movimento que podem levar a comorbidades futuras. Consequentemente, na prática clínica, em geral, as avaliações de marcha são realizadas, qualitativamente, por meio de comparações entre o padrão de movimento de cada articulação durante um ciclo da marcha em relação a um padrão considerado “normal” para sujeitos hígidos (Figura 2.3). Dessa forma, o diagnóstico de alteração da marcha é baseado na observação do

comportamento das curvas de deslocamento angular articular em função de um intervalo previamente determinado.

Apesar da realização desse tipo de exame resultar em achados que possibilitam a identificação visual de alterações no padrão de movimento durante a marcha, o diagnóstico é baseado em interpretações individuais do examinador, o que aumenta a subjetividade do exame. Além disso, não é produzido um valor numérico que possa ser utilizado na quantificação do grau de normalidade da marcha.



**Figura 2.3:** Exemplo de um gráfico retirado de uma análise de marcha, relacionado ao deslocamento angular do joelho no plano sagital. A linha contínua em azul representa a média do comportamento de indivíduos hígidos e as duas linhas azuis pontilhadas representam o intervalo de confiança de 95%. A curva em vermelho representa a marcha do indivíduo avaliado. Observe-se a alteração no padrão de marcha entre 35% e 55% do ciclo da marcha, intervalo aproximado do apoio simples.

Com o propósito de suprir tais carências, o Índice de Normalidade da Marcha (*Normalcy Index*), denominado posteriormente de Índice da Marcha de Gillete (*Gillette Gait Index*), foi desenvolvido com o objetivo de possibilitar a quantificação da funcionalidade da marcha individual em relação a um grupo hígido, baseado em algumas variáveis consideradas por clínicos experientes como sendo mais pertinentes a sujeitos com paralisia cerebral (SCHUTTE *et al.*, 2000, ROMEI *et al.*, 2004). Diferencia-se do Escore da Marcha de Edinburgh pelo fato das 16 variáveis

selecionadas serem obtidas a partir da análise tridimensional das articulações dos membros inferiores durante o decurso da marcha e, por conseguinte, espera-se que suas medidas sejam mais precisas e exatas. Esse índice leva também em consideração a correlação que existe entre as variáveis da marcha, considerando-se que no seu cálculo são utilizadas técnicas estatísticas multivariadas, como a Análise de Componentes Principais, alterando a estrutura de variabilidade dos dados originais de forma a reagrupá-la em novas variáveis não correlacionadas, maximizando a representação da variância de todo o banco de dados original em um número reduzido de variáveis (JOLLIFFE, 2002).

Desse modo, esse índice promove um avanço no que tange à possibilidade de descrever o comportamento de um grande número de dados da marcha, fortemente correlacionados entre si, reduzindo-os a poucas variáveis que discriminam as suas principais relações originais (ASTEPHEN e DELUZIO, 2005). Apesar do avanço, esse índice apresenta severas limitações que tendem a reduzir sua aplicabilidade clínica. Primeiro, as variáveis utilizadas são selecionadas arbitrariamente, baseadas somente na opinião clínica de um grupo específico de profissionais. Além disso, as variáveis são de natureza discreta, o que, na prática, reduz a apenas um valor o indicador do comportamento motor de um todo de um ciclo da marcha. Adicionalmente, SCHWARTZ e ROMUZUMALSKI (2008) afirmam que há uma falta de sentido físico nos resultados das componentes multivariadas obtidas da análise de componentes principais. Outra limitação apontada na literatura é a grande dependência em relação à base normativa utilizada por diversos laboratórios, impossibilitando a comparação de dados de diferentes localidades (MCMULKIN e MACWILLIAMS, 2008). Por último, a aplicação desse índice para sujeitos com lesões ortopédicas é questionável, pois as variáveis utilizadas foram selecionadas tendo em vista à sua importância somente para casos de sujeitos com paralisia cerebral.

O Índice de Desvio da Marcha (*Gait Deviation Index*) foi desenvolvido de forma a suprir algumas das limitações inerentes ao Índice de Gillette (SCHWARTZ e ROMUZUMALSKI, 2008). Baseia-se, assim como o de Gillette, em estatísticas multivariadas para a compactação dos dados da marcha; no entanto, as variáveis de entrada para cada sujeito são nove conjuntos de dados, contendo cada um 51 pontos. Os nove conjuntos representam os deslocamentos angulares de pelve e quadril nos três planos; de joelho e tornozelo no plano sagital; e o ângulo de projeção do pé em relação

ao sistema de coordenadas globais do ambiente, no plano transversal. Os 51 pontos representam uma interpolação dos deslocamentos angulares durante um ciclo da marcha para cada uma das nove variáveis. Logo, a matriz representativa do grupo controle, possui um tamanho de  $N \times 459$ , onde o número de linhas  $N$  é a quantidade de ciclos da marcha do grupo controle, representado por 6702 no estudo original, enquanto o número de colunas (459) representa os 51 pontos de cada uma das nove variáveis.

Após a realização da Análise de Componentes Principais os pesquisadores constataram que com 15 componentes era possível representar os sinais com 99% da variância original e, por conseguinte, este foi considerado um número adequado de variáveis a serem levadas em conta para o cálculo do índice. Para calcular o índice, inicialmente o padrão de marcha de um dado indivíduo inserido em vetor  $1 \times 459$ , como descrito acima, era multiplicado pela transposta de uma matriz  $15 \times 459$ , representando os 15 componentes principais selecionados da análise inicial. Com isso, era obtida um vetor de  $1 \times 15$  valores, representando os 15 escores do indivíduo. A partir daí, era obtida a média desses 15 escores e calculada a distância Euclidiana entre essa média e o escore determinado para um grupo de sujeitos hígidos (SCHWARTZ e ROZUMALSKI, 2008). O Índice de Desvio da Marcha era representado pelo logaritmo Neperiano dessa distância. Esse índice mostrou boa correlação com o índice de Gillette e o Questionário de Avaliação Funcional em seu estudo de validação (SCHWARTZ e ROZUMALSKI, 2008).

O Índice de Desvio da Marcha apresenta diversas vantagens sobre os outros descritos anteriormente, como a redução na subjetividade na escolha das variáveis da marcha analisadas, variáveis mais generalizadas e não restritas a uma doença e utilização da série temporal completa, não somente variáveis discretas - como no índice de Gillette.

Apesar de esse índice ser, atualmente, o mais utilizado na literatura para quantificação da normalidade da marcha em sujeitos com doenças neurológicas (CIMOLIN *et al.*, 2011, TRUONG *et al.*, 2011), não foram encontrados estudos discutindo a utilização do mesmo para quantificar alterações no padrão de marcha após lesões ortopédicas. Isso se deve basicamente a algumas limitações que ainda se fazem presente. Para a seleção do número de componentes principais retidas e utilizadas no cálculo da distância euclidiana é necessário uma análise preliminar de um grande número ciclos de marchas de indivíduos acometidos por todos os desvios da marcha que

podem ser apresentados em qualquer análise (BAKER *et al.*, 2009). Embora os autores tenham disponibilizado um vasto banco de dados para sujeitos com paralisia cerebral como anexo do artigo original, esse aspecto limita a utilização desse índice para diferentes patologias, haja visto que o número de lesões ortopédicas é excessivamente grande e o padrão da marcha parece ser bastante variável em função do conjunto de lesões secundárias (DECKER *et al.*, 2009).

Outro aspecto limitante desse índice está relacionado às variáveis selecionadas. Muito embora esse índice tenha reduzido a subjetividade em relação à escolha das variáveis do Índice de Gillette, algumas outras, não selecionadas, parecem ser primordiais nas alterações do padrão de marcha após algumas lesões ortopédicas. Dentre elas citamos o deslocamento do joelho no plano frontal para indivíduos com osteoartrose do joelho (BENNELL *et al.*, 2011), o deslocamento do joelho no plano transversal para indivíduos com ruptura do ligamento cruzado anterior (SCANLAN *et al.*, 2010) e o deslocamento angular do tornozelo no plano frontal para indivíduos com síndrome da dor anterior no joelho (BARTON *et al.*, 2010).

O Índice de Desvio da Marcha apresenta como parâmetro de saída um escore que diz respeito à distância do padrão de marcha em relação a um grupo de sujeitos hígidos. No entanto, a aplicação desse índice no desenvolvimento de novas propostas terapêuticas é limitada, uma vez que não é possível determinar qual articulação e em qual setor do ciclo da marcha encontram-se as diferenças de cada sujeito em relação ao grupo controle.

Algumas outras limitações técnicas adicionais desse índice dizem respeito à utilização da média dos escores das componentes principais para o cálculo do desvio do padrão de normalidade e à utilização da distância Euclidiana para quantificar o desvio. Após a extração dos componentes principais, as novas variáveis geradas, denominadas componentes principais, não são correlacionadas entre si. Por conseguinte, a informação contida em cada uma delas é independente das informações contidas nas componentes subsequentes (JOLLIFFE, 2002). A realização de média aritmética dessas variáveis retorna um valor sem significado prático, uma vez que as informações contidas em cada uma não estão associadas entre si. Além disso, a utilização da distância Euclidiana não leva em consideração a variância contida em cada um dos componentes principais. Logo, os primeiros componentes apresentarão maior peso no cálculo do índice de desvio, no entanto, não há garantia de que os primeiros componentes sejam os

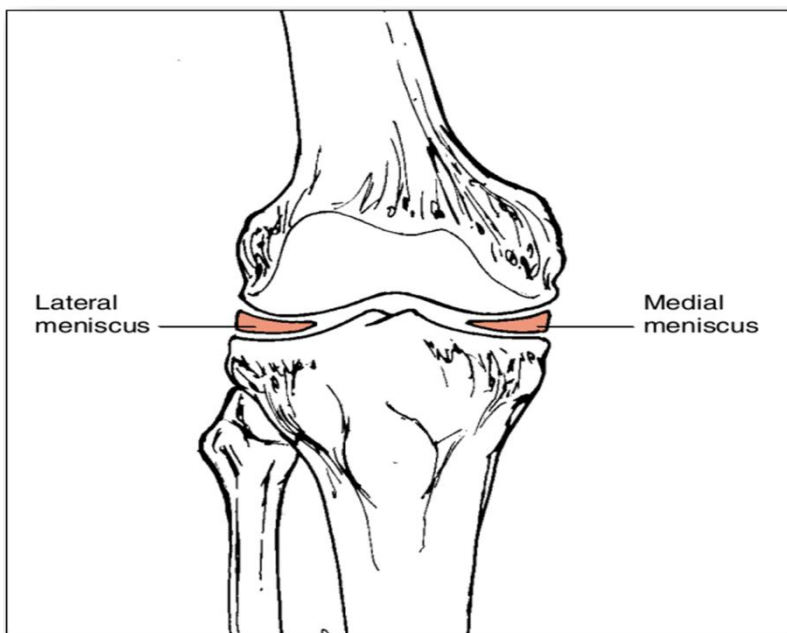
principais responsáveis pela discriminação entre padrões normal e não-normal (JOLLIFFE, 2002).

Por fim, não foi encontrado na revisão de literatura realizada um índice de quantificação da funcionalidade dos membros inferiores durante a marcha com aplicação clínica para lesões ortopédicas.

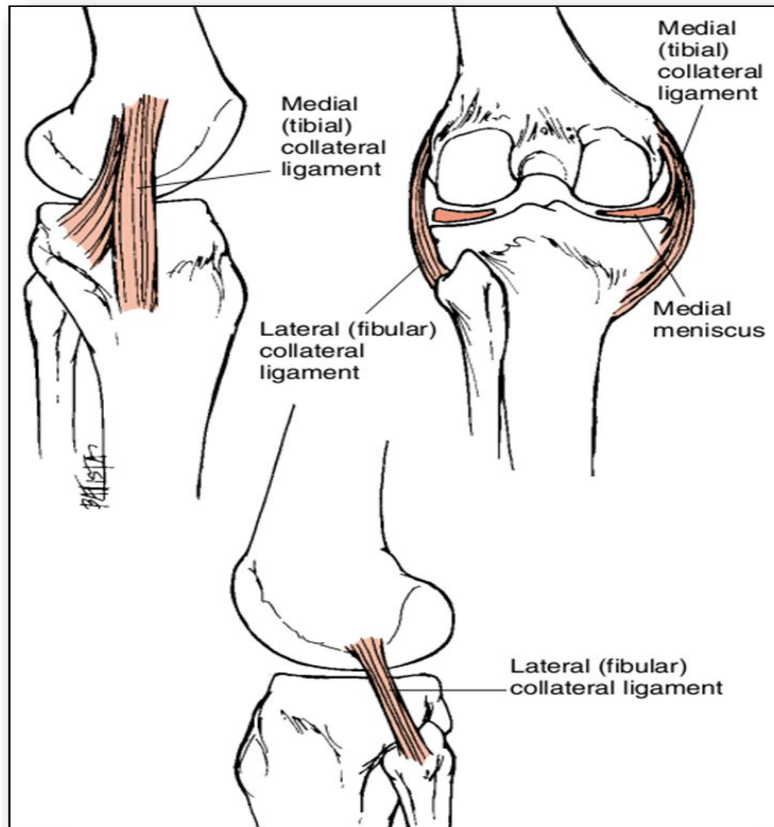
### 2.3. A Lesão no Ligamento Cruzado Anterior (LCA)

A articulação do joelho é formada pela união da região distal do fêmur, mais especificamente os côndilos femorais com a região proximal da tibia, mais especificamente o platô tibial (Figura 2.4).

Agindo nessa articulação encontram-se estruturas ativas, como os músculos quadríceps, ísquios-tibiais, grácil, banda íleo-tibial e o tríceps sural; e estruturas passivas, ou seja, os elementos não contráteis, como a cápsula articular, meniscos e ligamentos extra-capsulares: ligamento colateral medial (LCM), ligamento colateral lateral (LCL), ligamento cruzado anterior (LCA) e ligamento cruzado posterior (LCP) (ELLENBECKER, 2001) (Figura 2.5, Figura 2.6).



**Figura 2.4:** Estruturas ósseas componentes da articulação do joelho. Superiormente encontra-se o fêmur e inferiormente a tibia. As estruturas, representadas em vermelho, no intermédio dos dois ossos são os meniscos. Retirado e adaptado de OATIS (2008).

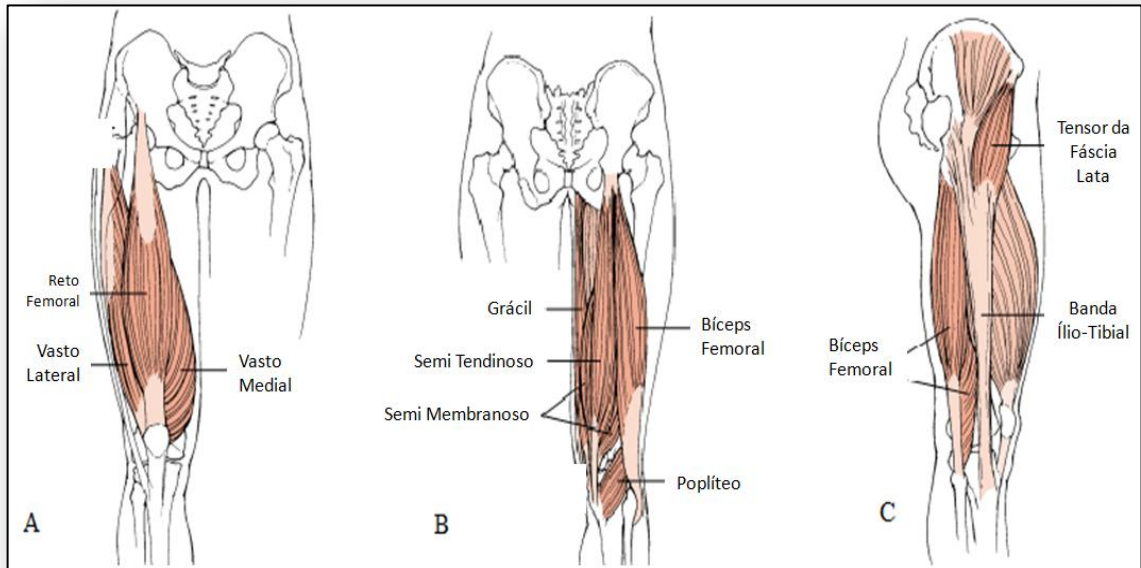


**Figura 2.5:** Ligamentos colaterais da articulação do joelho. Retirado e adaptado de OATIS (2008).

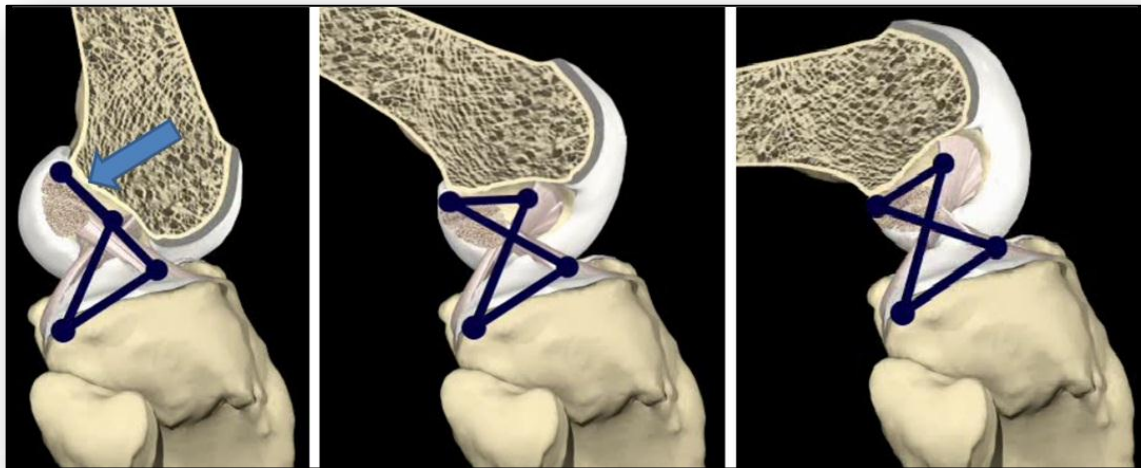
O LCA é o principal responsável pela restrição de deslocamentos anteriores da tibia em relação ao fêmur, restringindo também a rotação interna e externa da tibia, angulação de varismo, valgismo e da combinação destes movimentos (ANDERSEN e DYHRE-POULSEN, 1997; MARKOLF *et al.*, 1995; ELLENBECKER, 2001). Origina-se no côndilo lateral do fêmur e insere-se na tibia, na região anterior da eminência intercondilar (Figura 2.7). Possui dois feixes, um ântero-medial e outro póstero-lateral, sendo que esse último absorve uma maior magnitude das forças *in situ* do que a banda ântero-medial. Além disto, o módulo das forças na banda póstero-lateral é representativo das forças no LCA como um todo. Desta forma, postula-se que esta banda possui um papel significativo na funcionalidade do LCA e na restrição da translação anterior da tibia em relação ao fêmur (WOO *et al.*, 1998).

Esse ligamento, que em estresses de valgo com poucos graus de flexão do joelho apresenta-se tenso, é, dentre os componentes anatômicos dessa articulação, o mais frequentemente lesado, com uma razão de incidência de uma lesão para cada 3000 indivíduos (MIYASAKA *et al.*, 1991).





**Figura 2.6:** Principais músculos que cruzam a articulação do joelho. A- Vista Anterior; B- Vista Posterior; C- Vista Lateral. Retirado e adaptado de OATIS (2008).



**Figura 2.7:** Ilustração do LCA (indicado pela seta em azul) e LCP a 0°, 45° e 90° de flexão do joelho. Note que quanto maior a flexão, mais relaxado o LCA e mais tenso o LCP.

Segundo SOLOMONOW (2006), não se acreditava que a função dos ligamentos articulares era somente mecânica e no início do século XX postulou-se que eles,

inclusive o LCA, pareciam participar do processo neuromotor de controle da estabilidade articular (SOLOMONOW, 2006). Em meados do século XX as primeiras descobertas de receptores neurais presentes nessas estruturas forneceram as evidências necessárias à comprovação da proposição do estudo (SOLOMONOW e KROGSGAARD, 2001; SOLOMONOW, 2006). Atualmente sabe-se que o LCA presta uma contribuição extremamente importante para a homeostase do sistema sensório-motor, pois os diferentes tipos de receptores sensoriais distribuídos pelo corpo do ligamento indicam sua expressiva contribuição para uma maior acurácia das funções proprioceptivas. A ruptura do LCA resulta tipicamente em perda da estabilidade articular, força muscular e funcionalidade, além de falseios no joelho (MOISALA *et al.*, 2007; LEE *et al.*, 2009; EITZEN *et al.*, 2010; OIESTAD *et al.*, 2010).

Por um lado vários pesquisadores dedicaram-se a estudar a epidemiologia das lesões no LCA em atletas de alto rendimento, por outro, poucos se propuseram a quantificar a incidência e prevalência de lesões no LCA na população em geral. Além disso, os estudos relativos à população atlética apresentam protocolos metodológicos diferentes, dificultando uma conclusão acerca da extensão da gravidade de tal acometimento com base em um consenso estabelecido a partir das informações disponíveis. A estimativa mais concreta de incidência de lesões no LCA é encontrada no trabalho de DE LOES *et al.* (2000), que estudaram lesões no LCA e ligamento cruzado posterior em 370.000 adultos jovens suíços, entre 14 e 20 anos, correspondente a dois terços da população desse país nessa faixa etária. Durante sete anos reportaram cerca de 470 lesões nos ligamentos cruzados, com média de 67 lesões por ano, representando cerca de uma lesão a cada 5000 indivíduos (DE LOES *et al.*, 2000). Nos EUA existem estimativas de cerca de 200.000 lesões por ano nos ligamentos cruzados (MARSHALL *et al.*, 2007).

Baseados nesses dados, é razoável concluir que a incidência de lesões no LCA em uma população não atlética é baixa. Entretanto, mesmo com uma baixa incidência, os custos com os cuidados à saúde após esses acometimentos são consideravelmente altos. O estudo de DE LOES *et al.* (2000), mostrou que, apesar da baixa incidência de lesões ligamentares, os custos médicos totais para tratar esses acometimentos foram os mais altos entre todas as lesões na articulação do joelho. HEWETT e ZAZULAK (2007) relataram que cerca de 650 milhões de dólares são gastos anualmente com o processo de recuperação após lesões no LCA.

## 2.4. Padrão de Marcha em Sujeitos com Acometimentos no LCA

Apesar de diversos estudos terem abordado os aspectos cinemáticos da marcha de sujeitos acometidos (FERBER *et al.*, 2002; KNOLL *et al.*, 2004a, 2004b; FAVRE *et al.*, 2006; GAO e ZHENG, 2010; LINDSTROM *et al.*, 2010) não foi encontrado na literatura um consenso quanto ao padrão de marcha dessa população. Sabe-se que marcha é uma conduta motora que manifesta padrão biomecânico alterado em decorrência de lesões no LCA, com evidente modificação na mobilização, para além do próprio joelho, do quadril, assim como alteração da ação dos músculos que atuam nessas articulações (FERBER *et al.*, 2002). Desperta especial interesse por ser uma conduta motora de extremo impacto sobre a qualidade de vida das pessoas, além do que, é particularmente afetada por lesões que acometem a funcionalidade de articulações da cadeia cinemática de membros inferiores, notadamente os joelhos.

A reconstrução cirúrgica do LCA é uma prática comum na área médica; todavia, existem relatos de que indivíduos com rupturas completas do referido ligamento são capazes de retornar às suas atividades esportivas de alto rendimento sem serem submetidos à referida reconstrução (RUDOLPH *et al.*, 1998). Determinados sujeitos com déficit do LCA conseguem manter o nível de atividade prévio à lesão sem uso de órteses, sem apresentar instabilidade, falseios, perda de função, fraqueza em atividades de alto estresse articular, como saltos e corridas com mudanças de direção, mesmo com ruptura completa do ligamento. Esses indivíduos são qualificados como possuidores de ligamentos não dependentes (“copers”, em inglês), devido à sua capacidade de desenvolver mecanismos de compensação à deficiência do LCA (RUDOLPH *et al.*, 2000), e consistem em um pequeno percentual dos sujeitos com lesão no LCA. A habilidade de estabilizar o joelho durante as atividades de alto estresse articular sugere que os padrões de movimento desses indivíduos são diferentes daqueles manifestos por indivíduos que não conseguem compensar adequadamente a lesão (CHMIELEWSKI *et al.*, 2001).

HERRINGTON e FOWLER (2006) concluíram, como resultado de uma extensa revisão bibliográfica sistemática, que nenhum teste é capaz de, individualmente, distinguir sujeitos que conseguem compensar a instabilidade gerada pela lesão, permitindo a classificação em ligamento não dependente (“copers”) ou ligamento

dependente (“non-copers”). Os quatro artigos que aderiram aos critérios de inclusão nesta revisão permitiram a conclusão de que no intuito de classificar sujeitos quanto ao seu *status* funcional antes da reconstrução ligamentar devem ser utilizados questionários subjetivos de avaliação funcional, testes de saltos horizontais unilaterais e o Índice do Quadríceps, que consiste na razão normalizada entre o pico de força (Fmax), mensurada através de uma contração isométrica voluntária máxima, do membro lesado em relação ao contralateral ( $[F_{\text{max}} \text{ membro lesado} / F_{\text{max}} \text{ membro não lesado}] \times 100$ ) (RUDOLPH *et al.*, 2000). O nível de frouxidão ligamentar passiva, mensurado em testes clínicos, não influenciou diretamente o *status* funcional desses sujeitos (HERRINGTON, FOWLER, 2006).

RUDOLPH *et al.* (1998) classificaram como ligamento não dependentes os indivíduos com lesão no LCA que foram capazes de retornar às atividades pré-lesão sem manifestar limitação motora e apresentar classificação funcional, obtida por meio de questionários subjetivos, acima de 85% ao nível pré-lesão, além de apresentarem, no máximo, um episódio de falseio no joelho. Aqueles que não cumpriram esses requisitos foram considerados ligamento dependentes. Em geral, mulheres com idade entre 35 a 44 anos com lesões no LCA, não resultante de ações de contato com outro indivíduo, mostram-se mais sujeitas a apresentar instabilidade após a lesão (HURD *et al.*, 2008).

A compreensão das adaptações biomecânicas a serem empregadas para lidar com essa condição é essencial ao desenvolvimento de estratégias de tratamento que visem otimizar o processo de recuperação ou até mesmo para identificar indivíduos que possivelmente se adaptarão com sucesso à deficiência do LCA antes de ser feita a opção pelo tratamento cirúrgico.

Em muitos estudos o efeito da ruptura do LCA sobre a força muscular, funcionalidade e padrão de marcha foi estimado com base na comparação entre indivíduos lesados e não lesados sem a preocupação de se identificar como os sujeitos se adaptaram funcionalmente após a lesão. Tais estudos mostram uma inconsistência em seus resultados, possivelmente devido à ausência de controle de indivíduos que se adaptaram bem após a lesão (ligamento não dependentes) em relação àqueles que não o fizeram (ligamento dependentes).

No que tange à marcha, TORRY *et al.* (2004) mostraram que indivíduos com LCA deficiente, embora apresentem mesmo nível funcional, podem manifestar diferentes padrões de marcha. Enquanto alguns apresentam padrões de torque bifásicos,

com aumento do torque extensor do quadril e diminuição no torque extensor e impulso angular do joelho permitindo uma cinemática normal do joelho; outros apresentam aumento no padrão de torque e impulso angular extensor e no joelho, aumentando a rigidez dinâmica e a flexão nesta articulação. Isso indica a presença de diferentes mecanismos adaptativos presentes em indivíduos com lesão no LCA (TORRY *et al.*, 2004).

Entre as estratégias de compensação a deficiência no LCA destaca-se a eliminação do torque extensor, denominado *Quadriceps Avoidance Pattern* (BERCHUCK *et al.*, 1990), durante a fase de apoio da marcha. Ao que parece, essa estratégia é utilizada para atenuar a ação do quadríceps na translação pósterio-anterior da tibia sobre o fêmur, atenuando as forças de cisalhamento e a instabilidade articular.

A literatura sobre o surgimento e/ou presença dessa estratégia é, no entanto, contraditória. Inicialmente, BERCHUCK *et al.* (1990) afirmaram que uma taxa de 75% dos sujeitos com lesão no LCA avaliados não apresentavam torque interno extensor, evidenciando a presença da estratégia de restrição do quadríceps. NOYES *et al.* (1992) encontraram que 50% dos sujeitos avaliados apresentaram essa estratégia, enquanto que BIRAC (1991) encontrou uma taxa de 80%. KADABA *et al.* (1993), por sua vez, identificaram que cerca de 22% de seus sujeitos apresentavam essa estratégia de compensação, com 65% apresentando padrões cinéticos normais. Já BEARD *et al.* (1996) relataram apenas uma ligeira redução do torque interno extensor na marcha de sujeitos com deficiência do LCA. ROBERTS *et al.* (1999) afirmaram existir um padrão de restrição do quadríceps em sujeitos totalmente reabilitados e capazes de retornar ao nível esportivo pré-lesão. Ao que parece, sua presença pode estar condicionada a uma resposta de aprendizagem motora em função do tempo inicial desde a lesão (WEXLER *et al.*, 1998), apesar desse período ainda não estar determinado na literatura.

TORRY *et al.* (2004) identificaram a presença de mais duas estratégias adaptativas em sujeitos com deficiência no LCA. Enquanto alguns apresentavam uma estratégia de redução do torque extensor do joelho, compensado por um aumento do torque extensor do quadril, mantendo uma cinemática normal; em outros verificou-se a adoção de uma estratégia de aumento da rigidez dinâmica do joelho por meio de um pequeno aumento no pico de torque extensor nessa articulação associado a um aumento na atividade mioelétrica dos músculos posteriores de coxa, com um aumento no ângulo de flexão do joelho na fase de apoio.

DEVITA *et al.* (1997, 1998) especularam que o aumento no torque extensor do quadril altera a curva de comprimento-tensão desses músculos, potencialmente reduzindo a translação anterior da tíbia sobre o fêmur. Por sua vez, o aumento, aparentemente contraprodutivo, no pico de torque extensor apresentado por outro grupo de sujeitos constitui uma estratégia que pode estimular um aumento na translação anterior da tíbia durante o ciclo da marcha. Todavia, SHELBOURNE *et al.* (2004) mostraram que, em sujeitos com deficiência do LCA, uma pequena quantidade de translação anterior da tíbia pode efetivamente diminuir o ângulo do tendão patelar em relação à tíbia e isto, por sua vez, tende a diminuir a força de cisalhamento anterior no joelho. Logo, a manutenção de um torque extensor no joelho, independente de outras adaptações coexistentes, pode ser, de fato, outro meio adequado de redução das forças de cisalhamento tibial anterior durante a marcha.

Dada a inconsistência dos achados quanto à existência e efetividade do mecanismo de *quadriceps avoidance* e as diferentes estratégias adaptativas apresentadas em estudos sobre marcha em sujeitos com lesão no LCA, é plausível pressupor que a existência de múltiplos mecanismos utilizados para lidar com a deficiência ligamentar associado a um agrupamento desses dados individuais para análises estatísticas convencionais possam vir a mascarar importantes estratégias biomecânicas adaptativas, resultando nas divergências atualmente encontradas na literatura (TORRY *et al.*, 2004).

No tocante ao padrão de marcha de indivíduos acometidos por lesão no LCA e que apresentam instabilidade (*non-copers*) poucos estudiosos propuseram considerar o comportamento da cinemática dos membros inferiores em comparação àquele manifesto por indivíduos saudáveis e a *copers*. RUDOLPH *et al.* (1998), RUDOLPH *et al.* (2001), ALKJAER *et al.* (2003) e HURD, SNYDER-MACKLER (2007) encontraram que tais sujeitos apresentam menor flexão de joelho, torque do joelho e quadril associado a uma maior co-contração muscular, apresentando maior rigidez dinâmica do joelho como estratégia para compensar a instabilidade articular. No entanto, essa maior rigidez leva a maiores forças de cisalhamento resultando em maior desgaste articular, dados consistentes com os achados de degeneração a longo prazo, típico desses sujeitos (HUI *et al.*, 2006). Já BUTTON *et al.* (2008), reportaram maior flexão do joelho em *non-copers*, quando comparados a *copers* e indivíduos não lesados, e atribuíram tal alteração a um potencial enfraquecimento do quadríceps.

Em relação ao padrão de marcha pós-operatório, há estudos que mostram uma normalização do padrão da conduta motora no período imediato à cirurgia, enquanto outros identificam a presença de alterações importantes, tanto na cinemática quanto na atividade mioelétrica dos membros inferiores (KNOLL *et al.*, 2004a; FRAVE *et al.*, 2006). FRAVE *et al.* (2006) constataram que após lesões no LCA, indivíduos tendem a apresentar menor deslocamento angular do joelho no plano sagital e maior deslocamento angular no plano transversal, quadro que permanece decorrido um ano da cirurgia.

KNOLL *et al.* (2004a) mostraram que, tanto antes do procedimento cirúrgico, quanto após seis semanas de sua ocorrência, sujeitos acometidos por lesões no LCA apresentaram padrões de marcha caracterizados por menor deslocamento angular do joelho e menor ativação do quadríceps, o que, aparentemente, tem o propósito de atenuar a tensão excessiva no joelho lesado. Os pesquisadores constataram também que passados oito meses da cirurgia, os indivíduos apresentavam padrões cinemáticos e mioelétricos normais em comparação a indivíduos não lesados, o que vai de encontro aos achados de FRAVE *et al.* (2006).

Como se vê, infelizmente, os dados sobre o padrão de marcha e lesões no LCA, disponíveis na literatura científica, são controversos e também escassos diante da amplitude das dúvidas que permeiam o contexto. Como a quantidade de produção ainda é relativamente pequena e a quantidade de variáveis intervenientes é muito grande, é razoável supor que as discrepâncias entre resultados sejam, em grande parte, decorrentes de limitações metodológicas ainda não identificadas, ou descritas; o que faz com que se colete e compare dados de estudos que, na verdade, guardam entre si importantes diferenças processuais.

Ao que parece, diversos aspectos podem influenciar na qualidade da marcha após a lesão, como a realização ou não de cirurgia (KNOLL *et al.*, 2004b), o tipo de enxerto utilizado no procedimento cirúrgico (WEBSTER e FELLER, 2011), o período pós-cirúrgico considerado (KNOLL *et al.*, 2004b), entre outros. Segundo ALKJAER *et al.* (2003), HURD e SNYDER-MACKLER (2007) e ALKJAER *et al.* (2010) outros fatores podem influenciar o padrão de marcha, dentre eles o *status* funcional do sujeito. No entanto, esses estudos utilizaram como amostra apenas sujeitos sem reconstrução ligamentar (ALKJAER *et al.*, 2003; HURD e SNYDER-MACKLER, 2007; ALKJAER *et al.*, 2010), o que dificulta a inferência desses resultados para sujeitos com

reconstrução ligamentar cirúrgica. Dessa forma, o controle dessas variáveis, assim como a ausência no controle na homogeneidade dos grupos examinados e do tempo pós-cirúrgico, pode ter contribuído para a variabilidade nos resultados em relação à cinemática da marcha de sujeitos com lesão no LCA.



### 3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

#### 3.1. Propriedades e Operações Matriciais

Para uma compreensão adequada da interpretação geométrica da ACP será realizada, de forma sucinta, uma revisão sobre os principais conceitos e propriedades das operações matriciais utilizadas na ACP.

##### 3.1.1. Matrizes

Uma matriz é uma tabela de  $m \times n$  símbolos para a resolução de sistemas de equações e transformações lineares. Os componentes horizontais da matriz são chamados de linhas e os verticais são chamados de colunas. Logo uma matriz com  $m$  linhas e  $n$  colunas é chamada de uma matriz  $m$  por  $n$  (escreve-se  $m \times n$ ) e  $m$  e  $n$  são chamadas de suas dimensões, tipo ou ordem (Figura 3.1). Um elemento de uma matriz  $A$  que está na  $i$ -ésima linha e na  $j$ -ésima coluna é chamado de  $a_{i,j}$  elemento de  $i,j$  ou  $(i,j)$ -ésimo elemento de  $A$ .

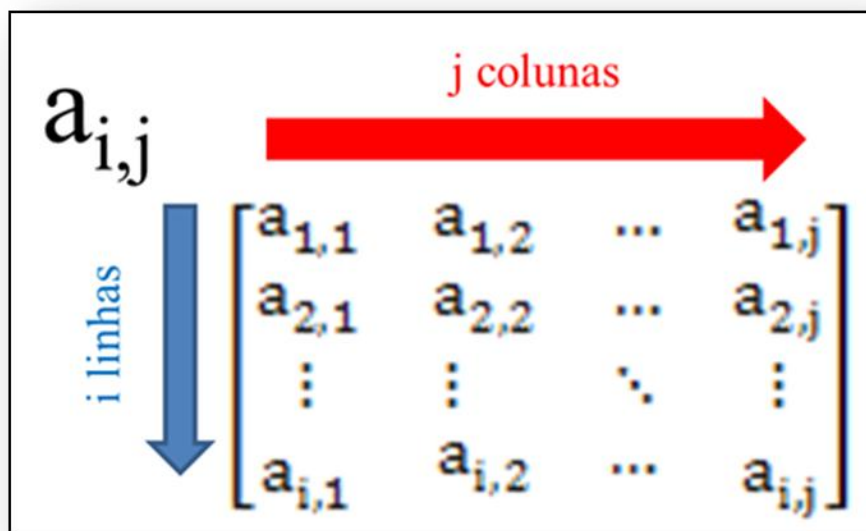


Figura 3.1: Representação matricial com  $i$  linhas e  $j$  colunas.

### 3.1.1.1. Vetor

Uma matriz na qual uma de suas dimensões é igual a 1 é geralmente chamada de vetor. Uma matriz  $1 \times n$  (uma linha e  $n$  colunas) é chamada de vetor linha ou matriz linha, e uma matriz  $m \times 1$  (uma coluna e  $m$  linhas) é chamada de vetor coluna ou matriz coluna.

### 3.1.1.2. Matriz Transposta

Matriz transposta é o resultado da troca de linhas por colunas em uma determinada matriz. Ou seja, uma matriz com quatro linhas e três colunas apresenta como transposta uma matriz com três linhas e quatro colunas. Existem diversas formas de se representar a transposta de uma matriz, sendo as duas mais utilizadas  $\mathbf{X}^T$  e  $\mathbf{X}'$ . Nesse trabalho será utilizada a primeira forma.

### 3.1.1.3. Matriz Diagonal

Matriz diagonal é toda matriz quadrada em que os elementos que não pertencem à diagonal principal são iguais a zero, sendo que os elementos da diagonal principal podem ser, ou não, iguais a zero.

### 3.1.1.4. Matriz Identidade

Matriz identidade é uma matriz quadrada e diagonal, cuja função é de ser o elemento neutro, na multiplicação de matrizes. É denotada por  $\mathbf{I}_n$ , onde  $n$  é a ordem da matriz, ou simplesmente por  $\mathbf{I}$ . A matriz é construída da seguinte forma: os elementos da diagonal principal têm valor um, e os demais elementos da matriz são zero. Uma propriedade importante da matriz identidade é que para qualquer matriz  $\mathbf{X}$ , a multiplicação pela matriz identidade resulta na própria matriz  $\mathbf{X}$ .

### 3.1.1.5. Matriz Inversa

Uma matriz quadrada  $\mathbf{X}$  é dita inversível quando existe outra matriz denotada matriz inversa,  $\mathbf{X}^{-1}$ , tal que  $\mathbf{X}\mathbf{X}^{-1} = \mathbf{X}^{-1}\mathbf{X} = \mathbf{I}$ .

### 3.1.1.6. Matriz Ortogonal

Matriz ortogonal é uma matriz  $\mathbf{X}$ , cuja inversa coincide com a sua transposta, isto é,  $\mathbf{X}^{-1} = \mathbf{X}^T$ . Ou seja,  $\mathbf{X}^T\mathbf{X} = \mathbf{X}\mathbf{X}^T = \mathbf{I}$ . Uma matriz é ortogonal se e somente se as colunas (ou linhas) são vetores ortonormais. Um conjunto de vetores é ortonormal quando os vetores do conjunto tem norma igual a 1, ou seja, são vetores unitários, e o produto interno de dois vetores distintos é zero, sendo cada par de vetores ortogonal.

### 3.1.1.7. Matriz Simétrica

Uma matriz diz-se simétrica se ela coincidir com a sua transposta, ou seja,  $\mathbf{X} = \mathbf{X}^T$ .

## 3.1.2. Produto Matricial

### 3.1.2.1. Multiplicação de uma Matriz por um Escalar

Para multiplicar um número  $k$  qualquer por uma matriz  $\mathbf{X}$ , basta multiplicar cada elemento  $x_{ij}$  de  $\mathbf{X}$  por  $k$ . Assim, a matriz resultante  $\mathbf{Y}$  terá a mesma dimensão e  $y_{ij} = kx_{ij}$ . A divisão ocorre de forma análoga à multiplicação, bastando multiplicar a matriz pelo inverso dessa constante. Por exemplo:

$$\mathbf{X} = 5 \begin{pmatrix} 2 & -4 \\ 6 & 10 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 10 & -20 \\ 30 & 50 \end{pmatrix} \quad (1)$$

### 3.1.2.2. Produto Interno de duas Matrizes

Multiplicação de duas matrizes somente é possível se o número de colunas da matriz da esquerda é o mesmo número de linhas da matriz da direita. Se  $\mathbf{X}$  é uma matriz  $m \times n$  e  $\mathbf{Y}$  é uma matriz  $n$  por  $p$ , então o produto  $\mathbf{XY}$  é a matriz  $m \times p$ . Por exemplo, seja  $\mathbf{X}$  uma matriz  $2 \times 3$  e  $\mathbf{Y}$  uma matriz  $3 \times 2$ . O produto interno é uma matriz  $\mathbf{Z}$  com  $2 \times 2$  elementos:

$$\mathbf{Z} = \mathbf{XY} = \begin{pmatrix} 3 & 0 & 2 \\ -1 & 3 & 5 \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} 8 & 0 \\ 1 & 7 \\ 1 & 2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} (3 \times 8 + 0 \times 1 + 2 \times 1) & (3 \times 0 + 0 \times 7 + 2 \times 2) \\ (-1 \times 8 + 3 \times 1 + 5 \times 1) & (-1 \times 0 + 3 \times 7 + 5 \times 2) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 26 & 4 \\ 0 & 31 \end{pmatrix} \quad (2)$$

### 3.1.3. Autovetores e Autovalores

Considerando o produto da multiplicação de matrizes

$$\mathbf{A} \mathbf{x} = \mathbf{u} \quad (3)$$

surge a pergunta se existe um vetor  $\mathbf{x}$  que pela equação 3 é transformado nele próprio ou, pelo menos, em um múltiplo seu. Um múltiplo seu seria escrito como  $\lambda \mathbf{x}$ , onde  $\lambda$  é qualquer número real. A pergunta leva à equação

$$\mathbf{A} \mathbf{x} = \lambda \mathbf{x} \quad (4)$$

onde qualquer  $\lambda$  apropriado é denominado autovalor e qualquer  $\mathbf{x}$  correspondente é denominado autovetor. O número de autovetores e autovalores é equivalente à ordem da matriz  $\mathbf{A}$ . Por exemplo, dada a matriz  $\mathbf{A} = \begin{pmatrix} 3 & -2 \\ 2 & -2 \end{pmatrix}$ , a resolução da equação 4 se dá pelo sistema

$$3x - 2y = \lambda x$$

$$2x - 2y = \lambda y$$

passando os elementos da direita para a esquerda e colocando  $x$  e  $y$  em evidência:

$$(3 - \lambda)x - 2y = 0$$

$$2x - (2 + \lambda)y = 0 \quad (5)$$

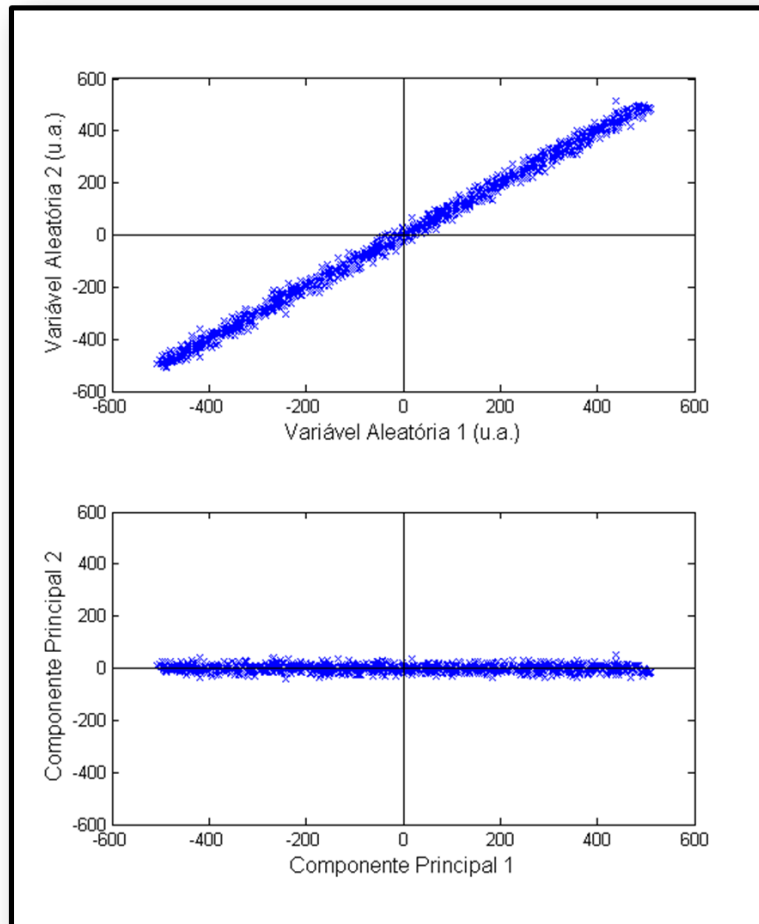
Como as duas equações são homogêneas, existe uma solução trivial ( $x = y = 0$ ). Para existir uma solução não trivial, o determinante da matriz deve se anular. Portanto,

$$\begin{vmatrix} (3 - \lambda) & -2 \\ 2 & -(2 + \lambda) \end{vmatrix} = 0, \text{ ou seja, } \lambda^2 + \lambda - 2 = 0 \quad (6)$$

que é chamada *equação característica*. As soluções possíveis são  $\lambda_1 = -1$  e  $\lambda_2 = 2$ . Para encontrar os dois autovetores diferentes, basta substituir os dois autovalores (um de cada vez) no sistema de equações 5 e solucioná-lo. Ao final, os dois autovetores serão  $\mathbf{z}_1 = \begin{pmatrix} 1 \\ 2 \end{pmatrix}$  e  $\mathbf{z}_2 = \begin{pmatrix} 2 \\ 1 \end{pmatrix}$ . Essa forma de resolução deve ser aplicada independente da ordem da matriz de coeficientes.

### 3.2. Análise de Componentes Principais

A Análise de Componentes Principais (ACP) é provavelmente a mais velha e mais estudada técnica de análise multivariada (JOLLIFFE, 2002). Foi introduzida por Pearson, em 1901, e desenvolvida independentemente por Hotelling, em 1933. A idéia central dessa técnica é reduzir a dimensionalidade de um conjunto de dados, enquanto se retém o máximo de sua variância original (JOLLIFFE, 2002). Essa redução é alcançada por meio de transformações lineares, baseadas em rotações e translações dos sistemas de referência originais, formando um novo conjunto de dados, os componentes principais (CP), que são não correlacionadas entre si e ordenadas de forma que os primeiros CPs contêm o máximo de variância possível de todas as variáveis originais. Na linha superior da Figura 3.2 observa-se 1000 observações de duas variáveis aleatórias, com suas médias subtraídas, altamente correlacionadas. Se essas variáveis fossem transformadas para CPs, o gráfico inferior da mesma figura seria obtido. É claro nessa figura que há maior variância no primeiro CP do que em ambas as variáveis aleatórias originais e muito pouca variância na direção do segundo componente. Se houvesse um conjunto de variáveis aleatórias correlacionadas com mais de duas dimensões, como no exemplo da Figura 3.2, os primeiros componentes iriam contabilizar grande parte da variância desse conjunto de dados, e os últimos componentes identificariam as direções em que há pouca variação, ou seja, esses componentes identificariam uma relação quase linear entre as variáveis aleatórias originais (JOLLIFFE, 2002).



**Figura 3.2:** Linha Superior: Gráfico com 1000 observações de duas variáveis aleatórias. Linha Inferior: Gráfico com as observações da linha superior, com respeito aos seus componentes principais.

Essa técnica origina-se a partir da transformada de Karhunen-Loève, definida como uma representação de um processo estocástico a partir de uma combinação linear infinita de funções ortogonais, análoga a uma representação da Série de Fourier de uma função em um intervalo limitado (DINIZ *et al.*, 2010). A importância da transformada de Karhunen-Loève é que ela produz a melhor transformação dos dados para uma base que minimiza o erro médio quadrático total da representação do sinal (DINIZ *et al.*, 2010).

Ao contrário da Série de Fourier, na qual os coeficientes são números reais e a base de expansão consiste em funções senoidais (isto é, senos e cossenos), os coeficientes originados pela transformada de Karhunen-Loève, e, por conseguinte, pela ACP, são variáveis aleatórias (DINIZ *et al.*, 2010).

Dessa forma, uma simples interpretação da ACP é pensar que um vetor  $\mathbf{x}$  com  $p$  variáveis aleatórias (VAs) corresponde às coordenadas de um único ponto em um espaço  $p$ -dimensional. Dessa forma, a ACP corresponde a um processo de translação e rotação do sistema de coordenadas inicial, iniciado pela remoção das médias e combinação linear de todas as variáveis originais (NADAL, 1991). A primeira variável resultante,  $\alpha_1^T \mathbf{x}$ , corresponde ao primeiro CP, no qual está retido a maior variância dos dados. Pode-se definir  $\alpha_1$  como um vetor com  $p$  constantes  $\alpha_{11}, \alpha_{12}, \dots, \alpha_{1p}$  de forma que

$$\alpha_1^T \mathbf{x} = \alpha_{11}x_1 + \alpha_{12}x_2 + \dots + \alpha_{1p}x_p = \sum_{i=1}^p \alpha_{1i}x_i \quad (10)$$

O segundo CP,  $\alpha_2^T \mathbf{x}$ , ortogonal e não correlacionado ao primeiro, corresponde à direção com a segunda maior dispersão dos dados e assim por diante. Por conseguinte, esse processo tende a reter a maior parte da variância em um conjunto de  $m$  variáveis, sendo que  $m \ll p$ , permitindo que se despreze o resto das variáveis (JOLLIFFE, 2002). Dessa forma, a variância presente nas VAs desprezadas pode representar a ocorrência de fenômenos considerados desprezíveis, como ruídos, fazendo com que a ACP funcione como uma espécie de “filtro”, eliminando determinados resíduos (NADAL, 1991).

Baseado nessa interpretação, a ACP consiste em problemas de sistemas lineares com a determinação de autovalores e autovetores da matriz de covariância ou de correlação do conjunto de dados originais (MUNIZ, 2007). A opção quanto a utilização da matriz de covariância ou correlação está relacionada à estrutura do conjunto de dados originais. A matriz de covariância é preferida para conjuntos de dados em que amplitude (*range*) dos valores é similar ao longo do vetor, além de VAs com a mesma unidade de mensuração. Caso contrário, a utilização da matriz de correlação para o cálculo das CPs é mais adequada, considerando que o cálculo dessa matriz normaliza as VAs originais em função das suas variâncias.

### 3.2.1. Cálculo dos Componentes Principais

O cálculo dos CPs se faz inicialmente com a obtenção da matriz de covariância ou de correlação, como já descrito acima. A matriz de covariância  $\mathbf{S}$  possui  $j \times k$  elementos dados por

$$s_{jk} = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_{ij} - \bar{x}_j)(x_{ik} - \bar{x}_k) \quad (11)$$

sendo que

$$\bar{x}_j = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_{i,j}, j = 1, 2, \dots, k \quad (12)$$

onde  $N$  corresponde ao número de observações independentes correspondentes às variáveis aleatórias do vetor  $x$ ,  $\bar{x}_j$  e  $\bar{x}_k$  são respectivamente a média dos valores correspondentes as amostras de  $j$  e  $k$ . A ACP a partir da matriz de correlação deve ser iniciada com a subtração da média de cada coluna e divisão de cada variável pela variância da coluna correspondente (JOLLIFFE, 2002). A partir desse ponto o cálculo da ACP segue tal qual descrito para a matriz de covariância.

Uma das formas de obtenção dos CPs é por meio da decomposição espectral da matriz  $\mathbf{S}$  (JOLLIFFE, 2002), que pode ser obtido pela técnica de decomposição por valores singulares (DVS).

Dada uma matriz  $\mathbf{D}$ , onde estão contidas as VAs do conjunto de dados original, com  $N$  observações e  $p$  variáveis, pode-se calculá-la por:

$$\mathbf{D} = \mathbf{U}\mathbf{L}\mathbf{X}^T \quad (13)$$

onde

$\mathbf{U}$ ,  $\mathbf{X}$  são matrizes de comprimento  $(N \times R)$ ,  $(P \times R)$ , respectivamente, que apresentam colunas ortonormais de forma que  $\mathbf{U}^T\mathbf{U} = \mathbf{I}_R$ ,  $\mathbf{X}^T\mathbf{X} = \mathbf{I}_R$ ;

$\mathbf{L}$  é uma matriz diagonal de comprimento  $(R \times R)$ ;

$r$  é a ordem de  $\mathbf{D}$ ;

Para provar esse resultado, considere a decomposição espectral de  $\mathbf{D}^T\mathbf{D}$ .

$$(N - 1)\mathbf{S} = \mathbf{D}^T\mathbf{D} = \lambda_1\mathbf{x}_1\mathbf{x}_1^T + \lambda_2\mathbf{x}_2\mathbf{x}_2^T + \dots + \lambda_r\mathbf{x}_r\mathbf{x}_r^T \quad (14)$$

Defina-se  $\mathbf{X}$  como uma matriz  $(P \times R)$  com  $k$ -ésimas colunas  $\mathbf{x}_k$  e  $\mathbf{U}$  como uma matriz  $(N \times R)$  cuja  $k$ -ésima coluna é dada por:

$$\mathbf{u}_k = \lambda_k^{-1/2} \mathbf{D}\mathbf{x}_k, k = 1, 2, \dots, r \quad (15)$$

e define-se  $\mathbf{L}$  como uma matriz diagonal  $(R \times R)$  com elementos  $\lambda_k^{1/2}$ . Dessa forma,  $\mathbf{U}$ ,  $\mathbf{L}$ ,  $\mathbf{X}$  satisfazem as condições (i) e (ii), descritas acima, tendo-se que:

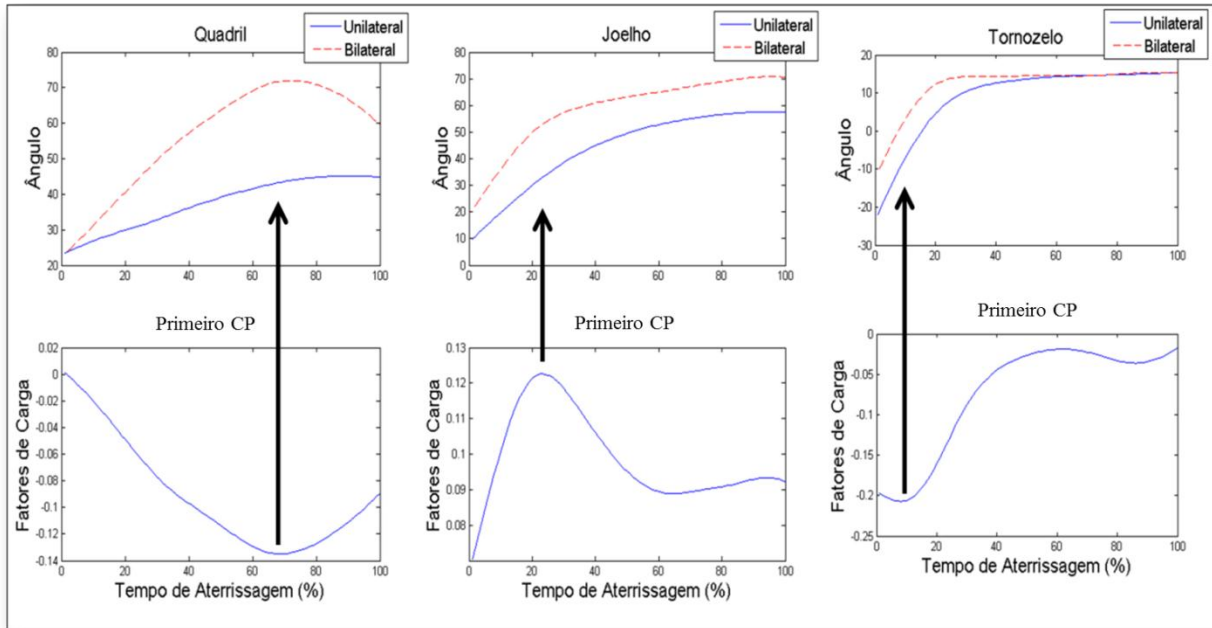
$$\mathbf{U}\mathbf{L}\mathbf{X}^T = \mathbf{U} \begin{pmatrix} \lambda_1^{1/2} \mathbf{x}_1^T \\ \lambda_2^{1/2} \mathbf{x}_2^T \\ \dots \\ \lambda_r^{1/2} \mathbf{x}_r^T \end{pmatrix} = \sum_{k=1}^r \lambda_k^{-1/2} \mathbf{D} \mathbf{x}_k \lambda_k^{1/2} \mathbf{x}_k^T = \mathbf{D} \sum_{k=1}^r \mathbf{x}_k \mathbf{x}_k^T = \mathbf{D} \quad (16)$$



As matrizes  $\mathbf{X}$ ,  $\mathbf{L}$ ,  $\mathbf{U}$  conterão, respectivamente, os autovetores de  $\mathbf{D}^T\mathbf{D}$ , a raiz quadrada dos autovalores de  $\mathbf{D}^T\mathbf{D}$  e os escores dos CPs para a matriz de covariância  $\mathbf{S}$ . Desse modo, o maior valor em  $\mathbf{L}$  corresponderá ao autovalor representativo do primeiro CP e assim por diante.

### 3.2.2. Fatores de Carga dos Componentes Principais

Estudos recentes têm utilizado a forma e amplitude dos autovetores, representativos de cada CP, em correspondência temporal com o sinal original para observar os locais onde a maior variância de cada CP pode ser explicada (MCKEAN *et al.*, 2007; MUNIZ e NADAL, 2009). A presença de picos máximos ou mínimos em um autovetor é indicativa de que a variância representada pelo mesmo encontra-se concentrada no respectivo segmento, que tem um maior “fator de carga” (JOLLIFFE, 2002). Exemplificando essa interpretação dos autovetores, LEPORACE *et al.* (2011) aplicaram a técnica de ACP para comparar o deslocamento angular das articulações dos membros inferiores, durante saltos verticais, entre aterrissagens unilaterais e bilaterais. Encontraram que somente o escore do primeiro CP foi capaz de diferenciar os dois grupos. Além disso, mostraram, por meio da análise dos fatores de carga desse CP, que as diferenças entre as aterrissagens para o tornozelo estavam presentes no início da fase de aterrissagem, para o joelho as diferenças encontravam-se entre 20% e 30% do ciclo de aterrissagem e para o quadril as diferenças concentraram-se aproximadamente no final do ciclo (LEPORACE *et al.*, 2011) (Figura 3.3).



**Figura 3.3:** Exemplo da utilização dos autovetores para localização da etapa do ciclo de movimento onde se concentram as principais diferenças. As figuras da linha superior representam o comportamento angular do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital, respectivamente, durante o ciclo de aterrissagem após um salto vertical. As figuras da linha inferior representam o primeiro CP para cada articulação. As setas pretas representam os locais com maiores fatores de carga para cada articulação. Adaptado de LEPORACE *et al.*, 2011.

### 3.2.3. Cálculo dos Escores dos Componentes Principais

Os escores dos componentes principais, ou coeficientes da transformação linear, podem ser compreendidos como a representação discreta de cada componente principal em relação ao sinal original (JOLLIFFE, 2002). O cálculo dos escores dos CPs ( $a_m$ ) de um determinado vetor  $\mathbf{v}$ , pode ser realizado por meio da seguinte equação

$$a_m = \mathbf{v}\mathbf{x}_m = \sum_{n=1}^N \mathbf{v}_n \mathbf{x}_{nm} \quad (17)$$

onde  $m = 1, 2, 3, \dots, M$ ,  $\mathbf{x}_{nm}$  é o  $n$ -ésimo elemento do autovetor  $\mathbf{x}_m$  e  $M$  é o número de CPS suficiente para representar os sinais com o menor erro desejado. O processo de reconstrução do conjunto de dados originais a partir das CPs é dado por:

$$\hat{\mathbf{x}} = \bar{\mathbf{x}} + \sum_{m=1}^M a_m \mathbf{x}_m \quad (18)$$

onde  $\hat{\mathbf{x}}$  é o sinal reconstruído a partir dos autovetores ( $\mathbf{x}_m$ ) e dos escores ( $a_m$ ) correspondentes e  $\bar{\mathbf{x}}$  é a média do sinal original.

A eficácia da reconstrução do sinal em relação ao sinal original pode ser calculada a partir da taxa de projeção do vetor reconstruído sobre o vetor original (SCHWARTZ, ROZUMALSKI, 2008):

$$\phi = \frac{\mathbf{g} \cdot \tilde{\mathbf{g}}^m}{\|\mathbf{g}\|^2} \quad (19)$$

onde  $\mathbf{g}$  é o sinal original,  $\tilde{\mathbf{g}}^m$  é o sinal reconstruído com  $m$  componentes principais e  $\|\mathbf{g}\|^2$  é o quadrado da norma do vetor original. O valor 1 representa uma representação perfeita do sinal reconstruído em relação ao original. Quanto mais afastado de 1 estiver esse valor pior a representação do vetor reconstruído em relação ao original.

### 3.2.4. Cálculo das Variâncias Explicadas por cada Componente Principal

Inicialmente, para o cálculo da variância de cada CP, é necessário definir que o vetor  $\boldsymbol{\alpha}$  maximiza a variância da equação 10, ou seja,  $\text{var}[\boldsymbol{\alpha}_k^T \mathbf{x}] = \boldsymbol{\alpha}_k^T \mathbf{S} \boldsymbol{\alpha}_k$ . Para maximizar essa variância sujeita ao constrangimento  $\boldsymbol{\alpha}_k^T \boldsymbol{\alpha}_k = \mathbf{1}$ , o procedimento padrão é utilizar a técnica dos múltiplos de Lagrange, chegando à seguinte equação:

$$\boldsymbol{\alpha}_k^T \mathbf{S} \boldsymbol{\alpha}_k - \lambda (\boldsymbol{\alpha}_k^T \boldsymbol{\alpha}_k - 1) \quad (20)$$

onde  $\lambda$  é o multiplicador de Lagrange. Derivando a equação 20 em função de  $\boldsymbol{\alpha}_k$  e igualando a zero, para calcular o máximo, chega-se a

$$\mathbf{S} \boldsymbol{\alpha}_k - \lambda \boldsymbol{\alpha}_k = 0 \quad (21)$$

ou

$$(\mathbf{S} - \lambda \mathbf{I}_p) \boldsymbol{\alpha}_k = 0 \quad (22)$$

onde  $\mathbf{I}_p$  é a matriz identidade de comprimento ( $p \times p$ ). Dessa forma,  $\lambda$  é um auto-valor da matriz  $\mathbf{S}$  e  $\boldsymbol{\alpha}_k$  corresponde ao seu respectivo autovetor. Para decidir qual dos  $p$  autovetores fornece  $\boldsymbol{\alpha}_k^T \mathbf{x}$  maximizado, a quantidade a ser maximizada é

$$\boldsymbol{\alpha}_k^T \mathbf{S} \boldsymbol{\alpha}_k = \boldsymbol{\alpha}_k^T \lambda \boldsymbol{\alpha}_k = \lambda \boldsymbol{\alpha}_k^T \boldsymbol{\alpha}_k = \lambda \quad (23)$$

Conclui-se dessa forma que a variância explicada por cada CP é representada pelo seu respectivo autovalor. Logo, para se calcular a variância total explicada ( $\mathbf{V}$ ) pelo  $k$ -ésimo componente principal é

$$\mathbf{V} = \frac{\lambda_k}{\lambda_1 + \dots + \lambda_k + \dots + \lambda_K}, k = 1, 2, \dots, K \quad (24)$$

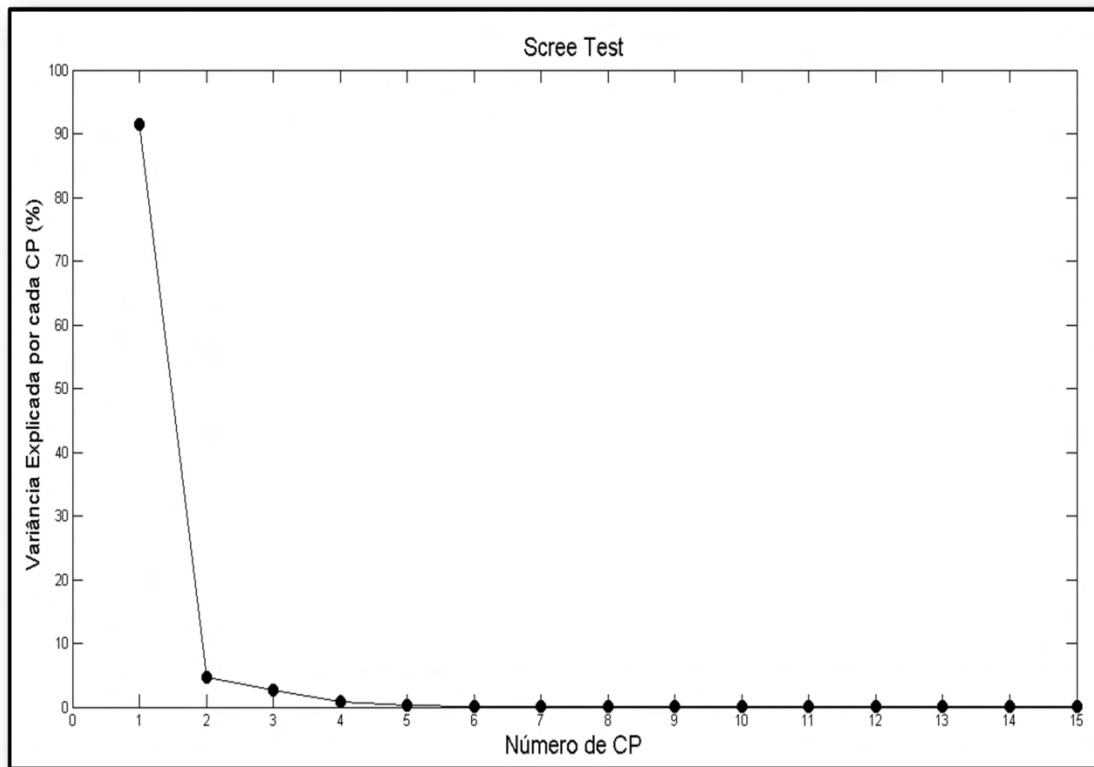
Sabendo-se que quando a DVS é realizada, os autovalores obtidos são, em geral, ordenados de maneira decrescente. Logo,  $\lambda_1$  corresponde ao autovalor do primeiro CP,  $\lambda_2$  corresponde ao autovalor do segundo CP e assim por diante.

### 3.2.5. Seleção do Número de Componentes Principais Retidos na Análise

Como descrito anteriormente, a técnica de ACP reduz a dimensionalidade dos dados sem grande perda da variância contida no conjunto de dados original. Para isso, é essencial que o número de CP retidos na análise seja adequado para evitar a perda de informações relevantes. Existem diversos testes descritos na literatura para se calcular o número de CP adequado, entre eles o *Broken Stick Test*, o *Scree Test* e a seleção à priori de um determinado percentual cumulativo da variância total (JACKSON, 1993, JOLLIFFE, 2002). Nesse estudo serão utilizados os dois últimos testes descritos acima.

Talvez o critério mais óbvio para selecionar o número de CP seja uma escolha arbitrária quanto ao percentual de variância que se deseja ter explicado. Logo, o número de CPs é o menor valor após o qual a variância determinada é atingida. JOLLIFFE (2002) considera que qualquer percentual entre 80% e 90% constitui um percentual adequado; no entanto, como as variáveis de um conjunto de dados biomecânicos – como atividade elétrica muscular, cinemática e força de reação do solo – são altamente correlacionadas entre si, um pequeno número de CPs tende a explicar mais de 90% da variância total dos dados. Dessa forma, para tais dados, em determinadas circunstâncias, é possível determinar um limiar de variância cumulativa maior, em torno de 95%, alcançando, ainda assim, uma importante redução na dimensionalidade dos dados originais.

O *Scree Test* é um método subjetivo de seleção do número de CPs, no qual é plotado um gráfico com a variância percentual no eixo das ordenadas e o número das componentes principais no eixo das abcissas (Figura 3.4). O ponto de corte é determinado pela primeira inflexão desse gráfico, o qual pode ser representado em escala normal ou logarítmica. O número de componentes retido é equivalente ao primeiro CP após o ponto de inflexão definido anteriormente. No caso da Figura 3.4, o ponto de inflexão encontra-se no 2º CP, logo, deveriam ser retidas para análise posterior as informações contidas nos três primeiros CPs.



**Figura 3.4:** Gráfico *Scree* plotado com o número das CPs no eixo das abcissas e a variância explicada por cada CP no eixo das ordenadas.

### 3.2.6. Distância Padrão

A Distância Padrão (DP) corresponde à raiz quadrada da distância Mahalanobis (DM), normalizando-se pela variabilidade das variáveis, no caso da ACP os autovalores de cada componente, e utilizando os escores dos CPs para determinar a distância de um ponto até o centro de um conjunto de dados (FLURY e RIEDWYL, 1986). A vantagem da utilização da DM sobre a Euclidiana é que a primeira atribui menos peso às variáveis com maior variância e a grupos de variáveis altamente correlacionadas, enquanto que atribui mais peso às variáveis com menor variância e a grupos de variáveis pouco correlacionadas (JOLLIFFE, 2002).

A DM pode ser calculada a partir da seguinte equação:

$$DM = [(o_i - \bar{m})^T S^{-1} (o_i - \bar{m})] \quad (25)$$

Onde  $o_i$  representa a distância entre cada variável aleatória do dentro da elipse ( $\bar{m}$ ),  $(o_i - \bar{m})^T$  é a transposta da matriz  $(o_i - \bar{m})$ ,  $S^{-1}$  é a inversa da matriz de covariância dos sinais.

Dessa forma, pode-se calcular a DP aplicando uma raiz quadrada na equação 25. Considerando-se  $\bar{m} = (x_0, y_0, \dots, z_0)$  e  $o_i = (x_i, y_i, \dots, z_i)$ , a DP pode ser simplificada e ampliada para quantos componentes principais se desejar:

$$DP = \sqrt{\left(\frac{x_i - x_0}{\sigma_x}\right)^2 + \left(\frac{y_i - y_0}{\sigma_y}\right)^2 + \dots + \left(\frac{z_i - z_0}{\sigma_z}\right)^2} \quad (26)$$

onde  $\sigma_x$ ,  $\sigma_y$  e  $\sigma_z$  são os desvios padrões do primeiro, segundo e z-ésimo componentes principais, respectivamente,  $x_i$ ,  $y_i$  e  $z_i$  são os escores do primeiro, segundo e z-ésimo componentes principais, respectivamente, sendo  $i$  o número de indivíduos e  $x_0$ ,  $y_0$  e  $z_0$  são as médias dos escores do primeiro, segundo e z-ésimo componentes principais, respectivamente.

### 3.3. Cálculo de Rotações Finitas em um Espaço Tridimensional baseado nos Ângulos de Euler

Rotações finitas em um espaço Euclidiano tridimensional não são comutativas e, por conseguinte, devem ser realizadas em uma determinada ordem para se alcançar a orientação final desejada. A mudança da orientação de um corpo rígido móvel em relação a outro fixo pode ser descrita como uma sequência de três rotações sucessivas a partir de uma posição inicial. Os ângulos de Euler são os três ângulos obtidos a partir dessas rotações sequenciais (ZATSIORSKY, 1998). Desse modo, em uma sequência de rotações XYZ modificam a posição de um corpo rígido para um sistema  $X'''Y'''Z'''$ . Os sistemas intermediários  $X'Y'Z'$  e  $X''Y''Z''$  podem ser descritos como:

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\phi) & \text{sen}(\phi) \\ 0 & -\text{sen}(\phi) & \cos(\phi) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \\ \begin{bmatrix} x'' \\ y'' \\ z'' \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} \cos(\theta) & 0 & -\text{sen}(\theta) \\ 0 & 1 & 0 \\ \text{sen}(\theta) & 0 & \cos(\theta) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} \\ \begin{bmatrix} x''' \\ y''' \\ z''' \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} \cos(\psi) & \text{sen}(\psi) & 0 \\ -\text{sen}(\psi) & \cos(\psi) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x'' \\ y'' \\ z'' \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (7)$$

Isso é equivalente a dizer que uma matriz de rotação (R) pode ser decomposta como um produto de três matrizes de rotação unidimensionais (Rx, Ry, Rz, por exemplo) e o sistema linear formado expresso por:

$$\begin{bmatrix} x^B \\ y^B \\ z^B \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\phi) \cos(\psi) + \sin(\phi) \sin(\theta) \sin(\psi) & \cos(\theta) \sin(\psi) & -\sin(\phi) \cos(\psi) + \cos(\phi) \sin(\theta) \sin(\psi) \\ -\cos(\phi) \sin(\psi) + \sin(\phi) \sin(\theta) \cos(\psi) & \cos(\theta) \cos(\psi) & \sin(\phi) \sin(\psi) + \cos(\phi) \sin(\theta) \cos(\psi) \\ \sin(\phi) + \cos(\theta) & -\sin(\theta) & \cos(\phi) \cos(\theta) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x^A \\ y^A \\ z^A \end{bmatrix} \quad (8)$$

onde  $x^A, y^A, z^A, x^B, y^B$  e  $z^B$  são vetores unitários de um determinado corpo rígido A e B, respectivamente, sendo os vetores x representativos do eixo ântero-posterior, vetores y representativos do eixo lateral e vetores z representativos do eixo longitudinal.

Desse sistema de equações os ângulos  $\theta, \phi$  e  $\psi$ , nos planos frontal, sagital e transversal, respectivamente, entre dois corpos rígidos podem ser obtidos por (KADABA *et al.*, 1990; CAPPOZZO *et al.*, 2005):

$$\begin{aligned} \theta &= \text{sen}^{-1}(-z_P \cdot y_D) \\ \phi &= \frac{\text{sen}^{-1}(z_P \cdot x_D)}{\cos(\theta)} \\ \psi &= \frac{\text{sen}^{-1}(x_P \cdot y_D)}{\cos(\theta)} \end{aligned} \quad (9)$$

onde,  $x_P$  e  $z_P$  são os eixos ântero-posterior e longitudinal do sistema de referência do corpo rígido proximal em relação aos eixos globais e  $x_D$  e  $y_D$  são os eixos ântero-posterior e lateral do sistema de referência do corpo rígido distal em relação aos eixos globais.

## 4. MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1. Desenvolvimento do Escore de Funcionalidade da Marcha (EFM)

O desenvolvimento do escore de funcionalidade da marcha (EFM) foi baseado em parte no Índice de Desvio da Marcha, descrito por SCHWARTZ e ROZUMALSKI (2008). No entanto, adaptações foram feitas de forma a aumentar a aplicabilidade do índice para outras áreas, além da neurológica. No EFM foram incluídas as variáveis deslocamentos angulares da pelve, quadril e joelho nos três planos, além dos deslocamentos angulares do tornozelo no plano sagital (flexão plantar/dorsi flexão) e frontal (inversão/eversão). Cada uma das 11 curvas resultantes dos comportamentos dessas variáveis, delimitadas pelos eventos discriminantes do início e fim do ciclo da marcha, foi interpolada para 51 valores e inserida em uma matriz composta, conseqüentemente, por 561 colunas. O grupo controle foi composto por 21 sujeitos hígidos, sem histórico de lesões ligamentares nas extremidades inferiores ou relato de dor. O número de linhas, 84, foi determinado por quatro ciclos da marcha de cada um desses indivíduos, sendo dois com o membro inferior esquerdo e dois com o membro inferior direito.

Optamos por inserir na matriz de dados mais de um ciclo da marcha por indivíduo de forma a representar a variabilidade cinemática intramembro, caracterizada pelo comportamento entre diferentes ciclos da marcha para um mesmo membro, e a variabilidade intermembros, caracterizada pelo comportamento entre diferentes ciclos da marcha para os membros inferiores direito e esquerdo. Em geral, nos estudos de marcha, os autores têm optado por inserir a média aritmética de um determinado número de ciclos por indivíduo para calcular algum parâmetro estatístico (GAO e ZHENG, 2010; FAVRE *et al.*, 2006; GEORGOULIS *et al.*, 2003). No entanto, além de remover a variância individual, essa alternativa pode resultar na alteração da estrutura temporal dos dados, e, conseqüentemente, a informação contida neles.

Os 21 voluntários participantes do grupo controle, selecionado por conveniência, possuíam entre 18 e 40 anos (idade:  $25,5 \pm 4,4$  anos; massa corporal total:  $74,8 \pm 14,0$  kg; estatura:  $172,2 \pm 7,3$  cm) e eram do sexo masculino. Todos assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido aprovado juntamente com o protocolo experimental pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade do Estado do Rio de Janeiro



(Protocolo nº 039.3.2010, Parecer COEP nº 062/2010 aprovado em 07/11/2010). O parecer de aprovação no COEP/UERJ e o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido estão apresentados nos Anexo A e B, respectivamente, deste manuscrito. Foram adotados como critérios de inclusão no grupo controle: (1) a obtenção de mais de 90% da pontuação total possível no questionário de avaliação subjetiva *International Knee Documentation Committee (IKDC) Subjective Knee Form* (METSAVAHT *et al.*, 2010a) (Anexo C) e *Lower Extremity Functional Scale* (METSAVAHT *et al.*, 2012) (Anexo D); e (2) não apresentar histórico de lesões ortopédicas e neurológicas nem dor nos membros inferiores. Medidas antropométricas de massa corporal total (MCT, em kg) e estatura (em cm) foram realizadas utilizando uma balança antropométrica analógica, com resolução de 0,1 kg e um estadiômetro (ambos da marca FILIZOLA, Brasil).

À matriz de dimensão 84 x 561 aplicou-se a ACP, como descrito por NADAL (1991), JOLIFFE (2002), MUNIZ (2007) e JESUS (2010). Para selecionar o número de componentes principais que seriam retidos na análise e utilizados para calcular o EFM, utilizou-se uma sequência de testes de forma que os componentes principais contivessem as principais variâncias relativas ao padrão de marcha, eliminando resíduos relativos ao estilo de marcha individual de cada indivíduo. Inicialmente, aplicou-se o *Scree Test*, o qual foi utilizado para determinar o número de mínimo de CP que deveriam ser retidos. Calculou-se o percentual de variância explicado pelo número de componentes identificados pelo *Scree Test* e a partir daí selecionou-se intervalos percentuais de dez em dez até alcançar 99% da variância total. A distância padrão foi calculada para todos os indivíduos do grupo controle com os componentes representativos dos percentuais selecionados.

Após isso, a confiabilidade intraindivíduo foi calculada para todos os percentuais. Diferentes testes foram utilizados para calcular a confiabilidade: o coeficiente de correlação intraclassa (ICC) entre as DP dos quatro ciclos da marcha de cada indivíduo, o limite de concordância de Bland-Altman (ALTMAN e BLAND, 1983; BLAND e ALTMAN, 1986) e a representação gráfica de concordância-sobrevivência (LUIZ *et al.*, 2003), sendo os dois últimos calculados entre as distâncias padrões de cada indivíduo, em arranjos das quatro distâncias padrões, duas a duas. A técnica de Bland-Altman (ALTMAN e BLAND, 1983, BLAND e ALTMAN, 1986) quantifica a concordância por meio de limites calculados utilizando-se a média e o

desvio padrão das diferenças entre duas medidas, no presente caso as distâncias padrões dos ciclos da marcha. A representação gráfica de concordância-sobrevivência (LUIZ *et al.*, 2003) expressa o grau de discordância entre duas medidas em função de diversos limites de tolerância, similar ao gráfico de sobrevida de Kaplan-Meier. Contudo, esse método utiliza o módulo das diferenças observadas no eixo das abscissas e a proporção dos casos de discordância no eixo ordenadas. Por fim, o número de componentes utilizados na análise foi selecionado como aquele que apresentou maior confiabilidade nos três testes de confiabilidade.

Os escores dos CPs retidos na análise foram calculados de acordo com a seção 3.2.3. Após isso, calculou-se a Distância Padrão (DP) de todos os sujeitos hígidos em relação à média dos escores de cada componente, de acordo com FLURY e RIEDWYL (1986). Por fim, foi calculado um intervalo de confiança de 95% (IC95%) das DPs desses sujeitos. Esse valor calculado (IC95%) foi utilizado como o limiar de normalidade do grupo controle.

#### **4.2. Análise da Marcha: Protocolo Experimental**

Dezessete marcadores esféricos reflexivos de 20 mm foram posicionados em regiões anatômicas de forma a permitir o desenvolvimento de um modelo corporal dos membros inferiores, baseado em segmentos rígidos, que possibilitasse a mensuração do movimento corporal. O modelo foi composto de pelve, coxa direita e esquerda, perna direita e esquerda e pé direito e esquerdo. Os marcadores foram posicionados no sacro (S), espinha ilíaca ântero-superior direita (EIAS D) e esquerda (EIAS E), trocanter maior direito (T D) e esquerdo (T E), cômulo lateral do fêmur direito (C D) e esquerdo (C E), maléolo lateral direito (M D) e esquerdo (M E), região posterior do calcâneo direito (Cc D) e esquerdo (Cc E) e cabeça do segundo metatarso no pé direito (2MT D) e esquerdo (2MT E). Além disso, foram posicionados marcadores suspensos por uma haste na região central da coxa direita (Co D) e esquerda (Co E) e perna direita (P D) e esquerda (P E) (Figura 4.1). O posicionamento dos marcadores foi determinado de forma a resultar três posições não colineares em cada segmento, possibilitando a geração de um sistema de referência local em cada segmento em relação ao sistema de referência global do laboratório.



**Figura 4.1:** Posicionamento dos dezessete marcadores utilizados na coleta de dados para determinar os segmentos corporais dos membros inferiores.

Após o posicionamento dos marcadores, a postura estática de cada indivíduo foi filmada, visando calibrá-la com o sistema de coordenadas globais do ambiente de teste e determinar o “zero anatômico”. O ambiente de teste foi calibrado por meio de uma calibração estática e dinâmica, realizada concomitantemente. Inicialmente, uma estrutura em forma de “L” com quatro marcadores reflexivos (um na origem, um a 20 cm na direção lateral e outros dois na direção anterior, um a 10 cm e outro a 30 cm) foi posicionada no centro do volume de captura para determinar a origem do sistema de coordenadas globais do laboratório. Enquanto esse esquadro era filmado pelas câmeras a calibração dinâmica era realizada a partir da movimentação de uma peça em forma de “T” com dois marcadores na extremidade superior por todo o volume de coleta de dados. A calibração foi realizada de acordo com o tutorial do sistema de análise de imagens MaxPro versão 1.4.2.1 (INNOVISION Systems, EUA) utilizado na coleta.

Em seguida, os indivíduos caminharam, em velocidade autoselecionada, em uma pista de marcha de 8 m de comprimento e 1,5 m de largura. Cada indivíduo realizou sete voltas pela pista, passando pela região de captura. As três primeiras voltas não foram computadas de forma a permitir uma familiarização com a conduta. As quatro últimas voltas foram filmadas, de forma a capturar dois ciclos da marcha com o membro inferior direito e dois com o membro inferior esquerdo, quantidade considerada suficiente para assegurar uma confiabilidade adequada dos dados cinemáticos da marcha (MCGINLEY *et al.*, 2009). No caso em que se obteve mais de quatro ciclo capturados, somente os quatro primeiros foram utilizados na análise.

### 4.3. Instrumentação

Quatro câmeras Basler Pilot A640 (Basler Vision Technologies, Alemanha) com sensores infravermelhos foram utilizadas no registro das imagens. A frequência de captura foi de 60 Hz. Essa frequência de captura é adequada, respeitando o Teorema de Nyquist, pois as frequências máximas dos sinais cinemáticos da marcha não ultrapassam 15 Hz (MEDVED, 2001).

A sincronização das câmeras foi realizada por meio do software MaxPro versão 1.4.2.1 (INNOVISION Systems, EUA), que também foi utilizado para coleta dos dados. Antes do início de cada coleta as câmeras eram acionadas simultaneamente por meio de um *trigger* conectado às quatro câmeras e ao software de captura.

### 4.4. Análise e Processamento dos Sinais

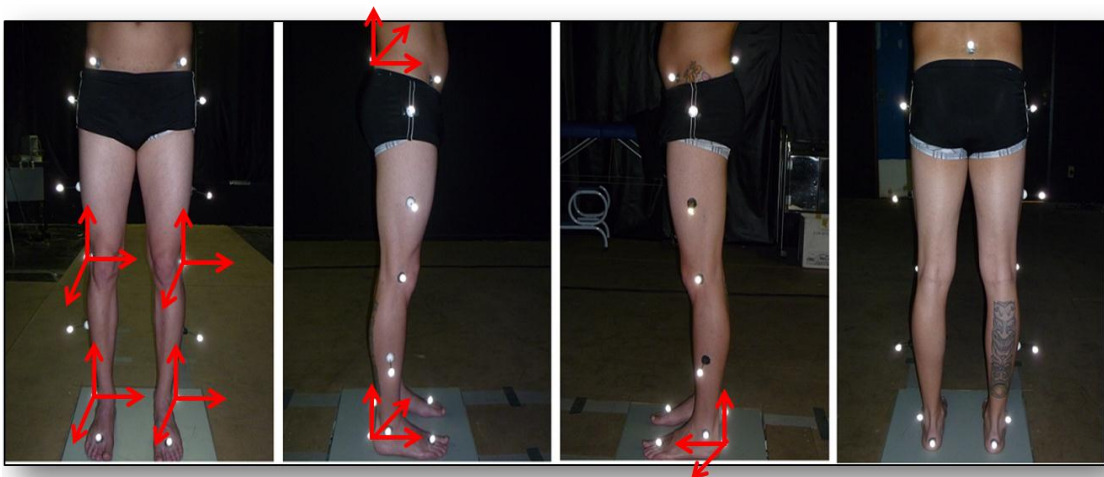
Após a captura, as coordenadas 2D obtidas por cada câmera para cada marcador foram transformadas em coordenadas globais 3D por meio do método de Transformação Linear Direta (CHALLIS e KERWIN, 1992), processadas por meio do software MaxPro versão 1.4.2.1 (INNOVISION Systems, EUA).

Para se obter as variáveis cinemáticas de cada articulação dos membros inferiores, inicialmente foi criado um sistema de referência local para cada segmento. O sistema de referência da pelve foi gerado pelos marcadores S, EIAS D e EIAS E. Inicialmente, dois vetores de suporte foram gerados, um vetor entre o S e EIAS D e outro entre o S e EIAS E. O produto vetorial desses dois vetores resulta no eixo Z (longitudinal) do sistema de referência da pelve. O eixo Y (lateral) é paralelo ao vetor formado entre EIAS D e EIAS E, no entanto, transladado para ter sua origem no sacro. O eixo X (anterior) foi formado pelo produto vetorial do eixo Y e Z.

O sistema de referência da coxa direita foi formado pelos marcadores do C D, T D e Co D. Determinou-se o eixo Z na direção do vetor entre C D e T D. Após isso um vetor de suporte entre C D e Co D foi criado e o produto vetorial entre esse vetor e o eixo Z criou o eixo X. A partir do produto vetorial entre os vetores representativos dos eixos X e Z criou-se o eixo Y da coxa direita. O cálculo para a coxa esquerda foi análogo, no entanto com os marcadores do membro inferior esquerdo.

O sistema de referência da perna direita foi formado pelos marcadores do M D, C D e P D. Determinou-se o eixo Z na direção do vetor entre M D e C D. Após isso um vetor de suporte entre M D e P D foi criado e o produto vetorial entre esse vetor e o eixo Z criou o eixo X. A partir do produto vetorial entre os vetores representativos dos eixos X e Z criou-se o eixo Y da perna direita. O cálculo para a perna esquerda foi análogo, no entanto com os marcadores do membro inferior esquerdo.

O sistema de referência do pé direito foi formado pelos marcadores do Cc D, M D e 2MT D. O eixo X foi determinado entre os marcadores do Cc D e 2MT D. Um vetor de suporte foi formado entre Cc D e M D e o produto vetorial entre esse vetor e o eixo X formou o eixo Y. O produto vetorial entre os vetores representativos do eixo X e Y criou o eixo Z. O cálculo para o pé esquerdo foi análogo, no entanto com os marcadores do membro inferior esquerdo (Figura 4.2).

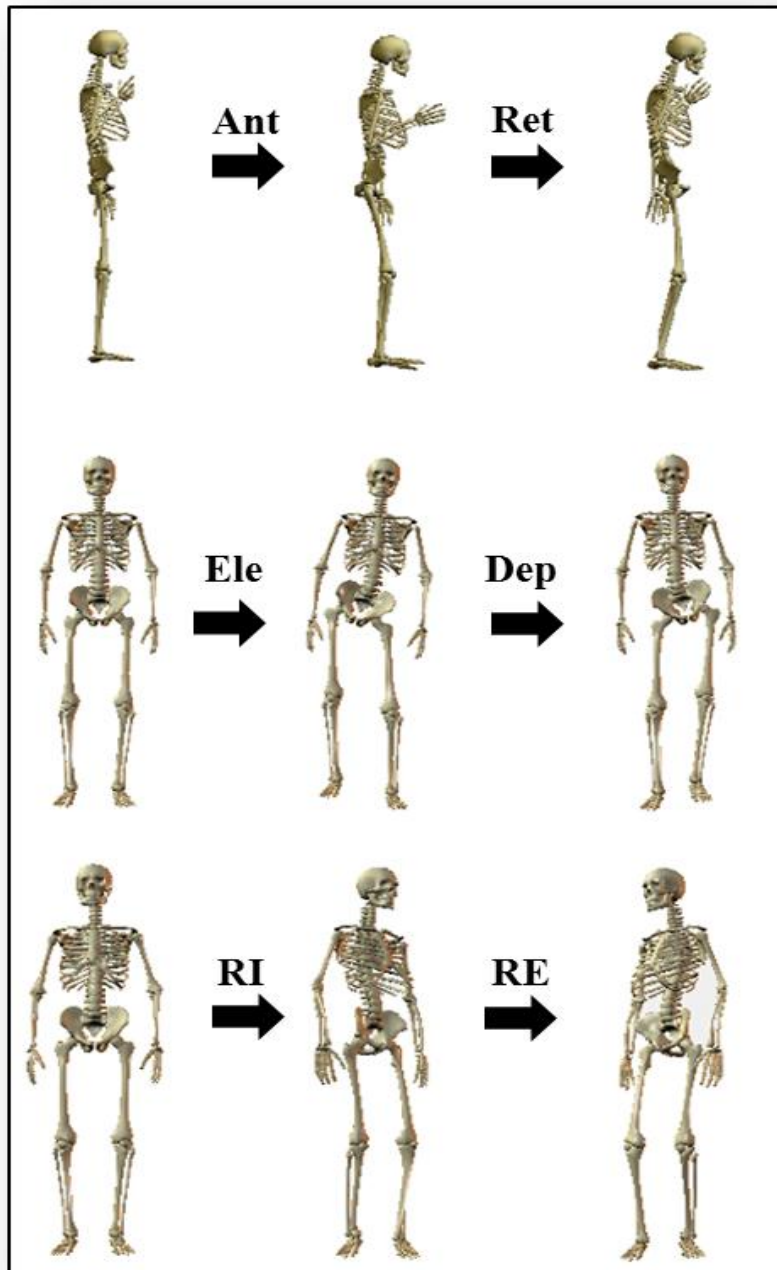


**Figura 4.2:** Sistema de referências locais dos segmentos pelve, coxa (direita e esquerda), perna (direita e esquerda) e pé (direita e esquerda).

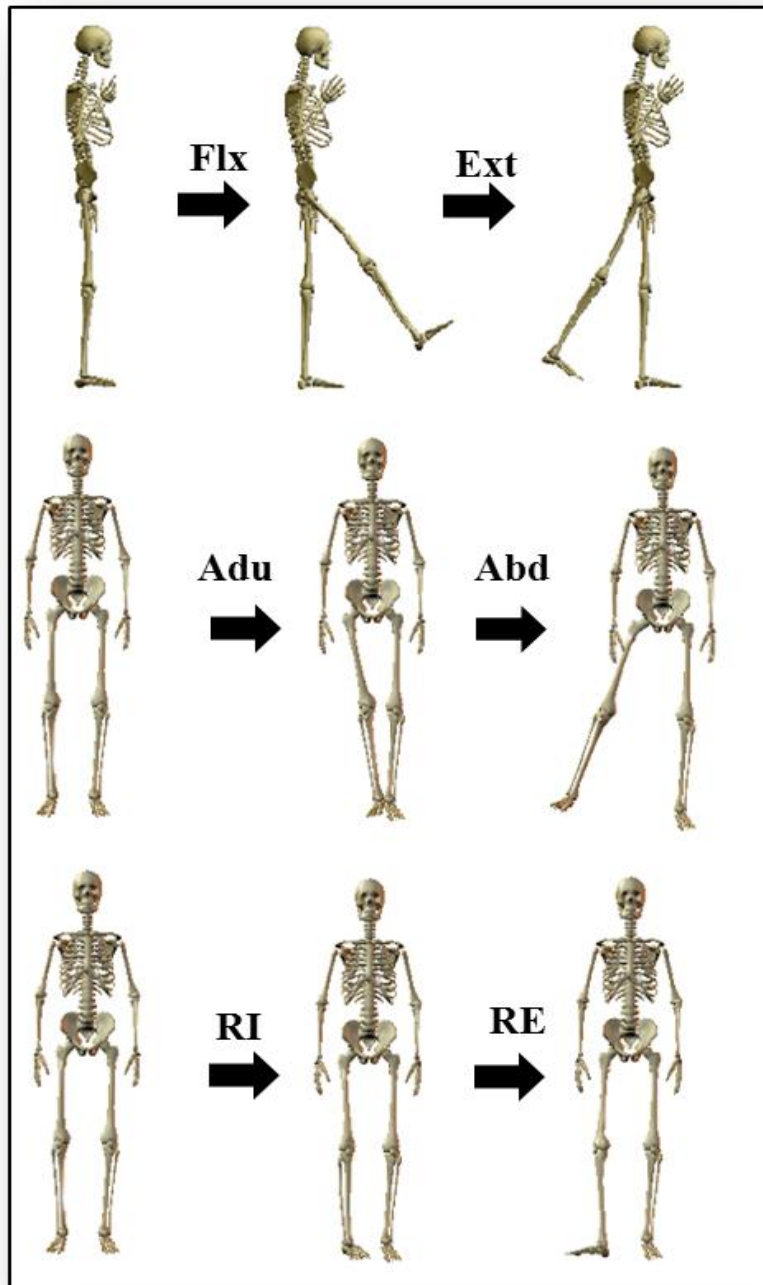
Os sistemas acima foram determinados de forma que os eixos X, Y e Z positivos possuíssem sentidos anterior, esquerda e superior, respectivamente. Após a determinação dos sistemas de referências locais, os ângulos articulares foram calculados a partir do método de Euler (GROOD e SUNTAY, 1983; KADABA *et al.*, 1990; CAPPOZZO *et al.*, 2005), descrito em 3.3. Os ângulos do quadril foram determinados a partir dos sistemas de referência da pelve e coxa, os ângulos do joelho a partir da coxa e perna e os do tornozelo a partir dos sistemas de referência da perna e pé. Os ângulos da pelve foram obtidos em relação ao sistema de referência global do laboratório.

Após a obtenção das variáveis angulares, os dados foram suavizados por meio de um filtro passa baixas Butterworth de 4ª ordem, aplicado em direção direta e reversa para evitar distorções de fase, com uma frequência de corte de 7 Hz. Essa frequência foi estabelecida em um estudo piloto, onde observou-se que para dados espaciais e temporais em 3D, mais de 95% da energia do sinal está contida nessa faixa de frequência.

No que tange aos movimentos da pelve, valores positivos representam anterversão, no plano sagital, elevação, no plano frontal, e rotação interna, no plano transversal (Figura 4.3). Para os movimentos do quadril e joelho valores positivos representam flexão, no plano sagital, varismo, no plano frontal, e rotação interna, no plano transversal (Figuras 4.4 e 4.5). Para o tornozelo, valores positivos representam dorsi-flexão, no plano sagital, e inversão, no plano frontal (Figura 4.6).

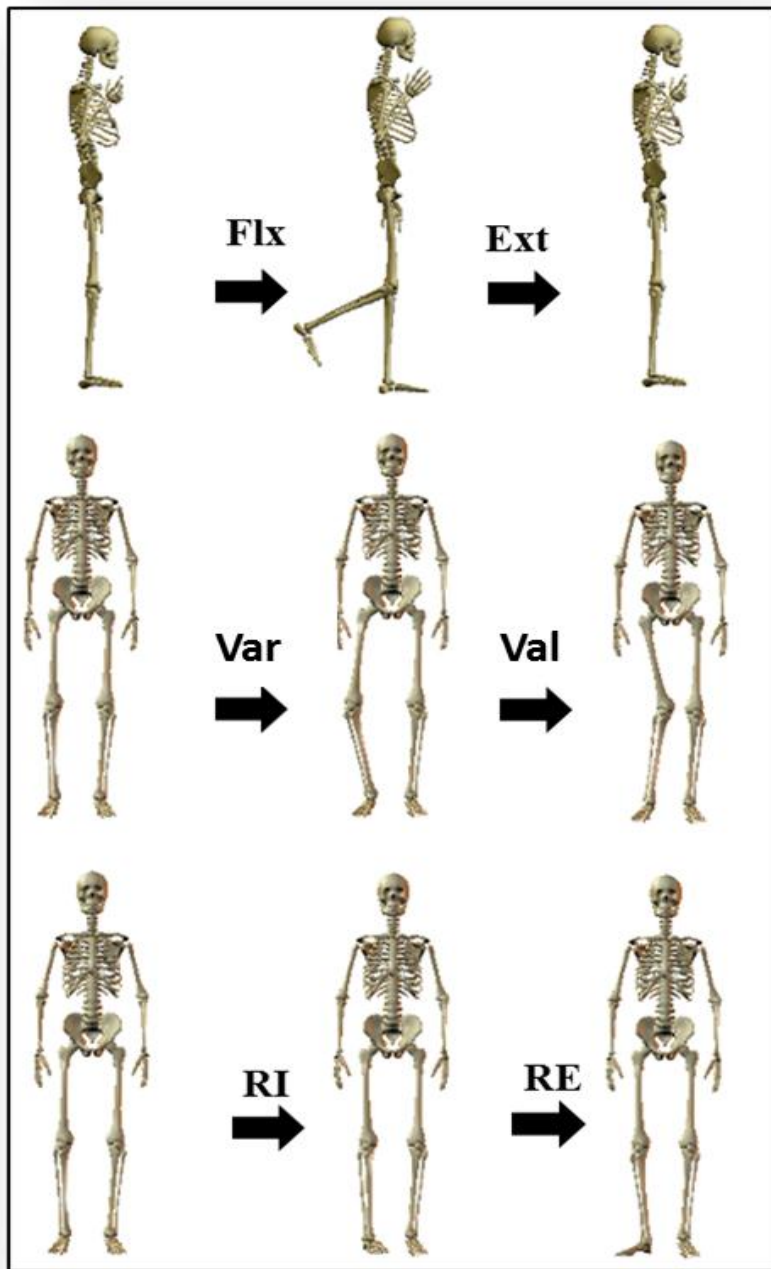


**Figura 4.3:** Movimentos articulares da pelve no plano sagital (superior), frontal (meio) e transverso (inferior), tendo como referência o membro inferior direito. Ant: Anteroversão; Ret: Retroversão; Ele: Elevação; Dep: Depressão; RI: Rotação Interna; RE: Rotação Externa.

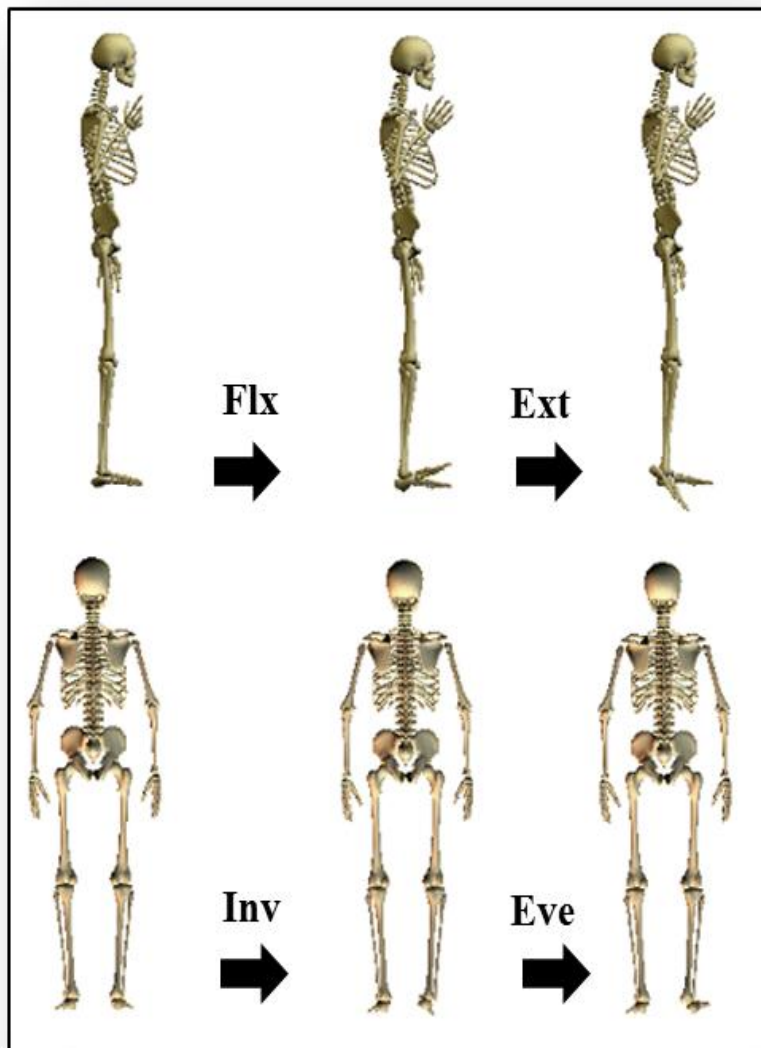


**Figura 4.4:** Movimentos articulares do quadril no plano sagital (superior), frontal (meio) e transverso (inferior), tendo como referência o membro inferior direito. Flx: Flexão; Ext: Extensão; Adu: Adução; Abd: Abdução; RI: Rotação Interna; RE: Rotação Externa.





**Figura 4.5:** Movimentos articulares do joelho no plano sagital (superior), frontal (meio) e transverso (inferior), tendo como referência o membro inferior direito. Flx: Flexão; Ext: Extensão; Var: Varismo; Val: Valgismo; RI: Rotação Interna; RE: Rotação Externa.



**Figura 4.6:** Movimentos articulares do tornozelo no plano sagital (superior) e frontal (inferior), tendo como referência o membro inferior direito. Flx: Flexão (Dorsi Flexão); Ext: Extensão (Flexão Plantar); Inv: Inversão; Eve: Eversão.

A detecção dos eventos de início e fim de cada ciclo da marcha, descritas por PERRY (2005) como os instantes representativos de dois contatos iniciais consecutivos no solo do mesmo membro inferior estudado, foi realizada automaticamente por meio do algoritmo denominado “*Foot Velocity Algorithm*” (FVA) desenvolvido por O’CONNOR *et al.* (2007). Os sinais de entrada necessários para esse algoritmo são os deslocamentos lineares, no eixo vertical, descrito como o eixo Z nesse estudo, dos marcadores posicionados no calcâneo (Cc) e segundo metatarso (2MT). Como descrito anteriormente, filtrou-se esses sinais por um filtro passa-baixas Butterworth de 4ª

ordem, no sentido direto e reverso, com frequência de corte de 7 Hz. Um novo sinal, representando o centro do pé, foi criado, a partir da média aritmética da posição dos dois marcadores. A velocidade vertical desse ponto foi calculada derivando-se esse sinal em função do tempo.

Identificou-se os picos máximos da velocidade vertical na curva procurando-se em janelas com intervalo temporal de 0,8 s, aproximadamente o período de um ciclo da marcha. Esses picos representam os instantes de retirada do pé do solo. Os mínimos do sinal são identificados utilizando-se uma janela de menor comprimento, aproximadamente 0,08 s, representando os instantes de contato inicial. Como existe mais de um pico mínimo para cada ciclo da marcha, seguiu-se o protocolo de O'CONNOR *et al.* (2007), que propõem a utilização de um constrangimento na altura do calcanhar para considerar o acontecimento desse instante, correspondente a 35% da amplitude de deslocamento linear do pé.

Esse algoritmo foi validado comparando-se com uma plataforma de força, o padrão ouro de detecção de eventos da marcha, apresentando excelentes resultados, com erros de  $9 \pm 15$  ms para a retirada do pé e  $16 \pm 15$  ms para o contato inicial (O'CONNOR *et al.*, 2007). Para a frequência de amostragem utilizada no presente estudo, esse erro representa uma possível alteração de 1 a 2 frames. Após a identificação dos instantes de início e fim do ciclo da marcha, os sinais de cada ciclo foram interpolados para 51 valores, por meio de um algoritmo Cubic Spline, de forma a normalizar temporalmente o ciclo da marcha para todos os sujeitos.

O processamento de todos os dados, assim como a obtenção dos ângulos articulares e implementação do *Foot Velocity Algorithm* foi realizado por meio de programas escritos com o software MATLAB (versão 7.8.0, The MathWorks, USA).

#### **4.5. Aplicação do Escore de Funcionalidade da Marcha (EFM) em Sujeitos com Lesão no LCA**

Após a assinatura do termo de consentimento, seis sujeitos do sexo masculino com reconstrução cirúrgica do LCA foram avaliados a partir do Escore de Funcionalidade da Marcha (EFM). Os dados demográficos e clínicos estão descritos na Tabela 4.1. Todos os sujeitos eram praticantes de atividades físicas recreacionais. O procedimento cirúrgico de todos os sujeitos foi realizado a partir da técnica de Banda Simples, com enxerto autólogo dos flexores de Joelho. Todos os sujeitos completaram

as versões brasileiras do questionário de avaliação do joelho IKDC *Subjective Knee Form* (METSAVAHT *et al.*, 2010a) e do questionário de avaliação dos membros inferiores LEFS (METSAVAHT *et al.*, 2012).

Todos os sujeitos foram diagnosticados por médicos especialistas tendo como base testes clínicos manuais (Teste de Gaveta Anterior e Teste de Lachman) e exames de Ressonância Magnética, tendo sido o diagnóstico das lesões ligamentares confirmado durante o procedimento de reconstrução ligamentar.

**Tabela 4.1:** Características demográficas e aspectos clínicos dos sujeitos avaliados.

SUJ	Idade (anos)	Estatura (cm)	MCT (kg)	Lesões Secundárias	Tempo após Cirurgia
1	48	182	88	Menisco Interno	9 meses
2	21	186	82	Fratura Subcondral no côndilo femoral externo	12 meses
3	37	184	79,5	Contusões ósseas no platô tibial interno e no côndilo femoral lateral.	12 meses
4	26	179,5	70,1	Sem lesões secundárias	13 meses
5	34	181,5	92	LCL; Arrancamento do tendão do músculo bíceps-femoral na cabeça da fíbula	15 meses
6	20	184,5	74	Menisco Externo	9 meses

SUJ: Sujeitos; MCT: Massa Corporal Total; LCL: Ligamento Colateral Lateral.

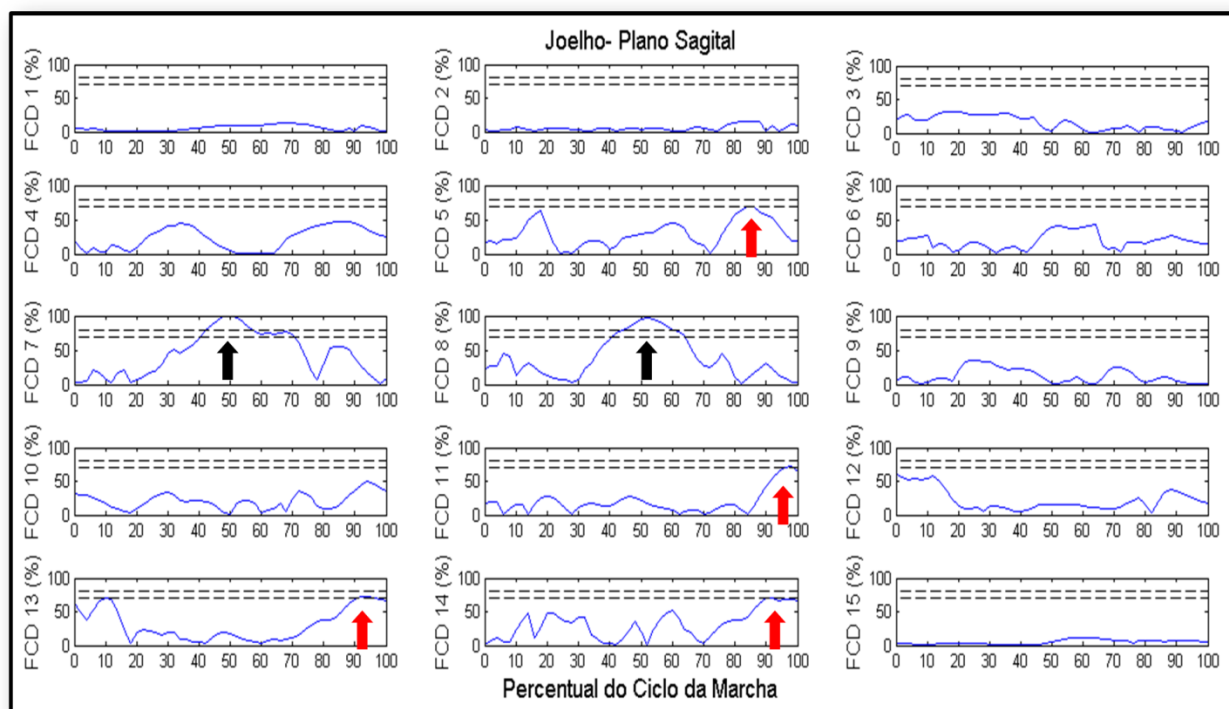
Uma matriz de 2 x 561 foi criada para cada sujeitos com lesão no LCA. As linhas correspondem a dois ciclos da marcha do membro inferior lesionado. Inicialmente, a média da matriz 84 x 561, do grupo controle, foi retirada e os valores resultantes divididos pela variância dos CPs da primeira ACP, para equivaler o cálculo da matriz de correlação obtida do grupo controle. Em seguida, cada linha foi multiplicada por cada um dos CPs retidos na ACP do grupo controle, de forma a obter os ECPs do indivíduo lesionado. A partir desses escores calculou-se a DP em relação ao centro da hiperelipsóide do grupo controle para cada um dos dois ciclos da marcha. O EFM representa a média aritmética desses dois valores de DP do indivíduo lesionado.

Caso esse valor estivesse dentro do IC95% das DPs do grupo controle (limiar de normalidade), a marcha desse indivíduo era considerada como normal. Caso contrário, a marcha era classificada como apresentando um déficit de funcionalidade.

Uma nova ACP foi realizada, sendo utilizada uma matriz 86 x 561. O número de linhas dessa matriz representa o banco de dados do grupo controle somado aos dois ciclos da marcha do membro lesionado do sujeito em análise. Os autovetores foram então calculados e seu resultado foi subtraído dos autovetores calculados na primeira ACP, somente com o grupo controle. As diferenças absolutas foram normalizadas em função do maior valor encontrado entre todos os autovetores retidos. Esses vetores foram denominados fatores de carga diferenciais (FCD), por representar as alterações na estrutura de variância dos autovetores devido à inclusão dos ciclos da marcha do indivíduo lesionado.

Para garantir que as informações contidas nos autovetores selecionados das duas ACPs, utilizados para calcular os FCD de cada componente, contivessem as mesmas características da marcha, ou seja, para assegurar que a inclusão dos ciclos da marcha do sujeito lesionado não tenha alterado a estrutura de variância dos componentes principais originais, os sinais de todos os sujeitos do grupo controle foram reconstruídos utilizando diversas combinações dos CPs selecionados na primeira e segunda ACP e a projeção de um vetor sobre o outro foi realizada de acordo com a fórmula apresentada na seção 3.2.3. A projeção de um vetor sobre o outro representa a similaridade de informações nos dois vetores, indicando direções semelhantes dos autovetores das duas ACPs, sendo que quanto mais próximo a 100% melhor o resultado.

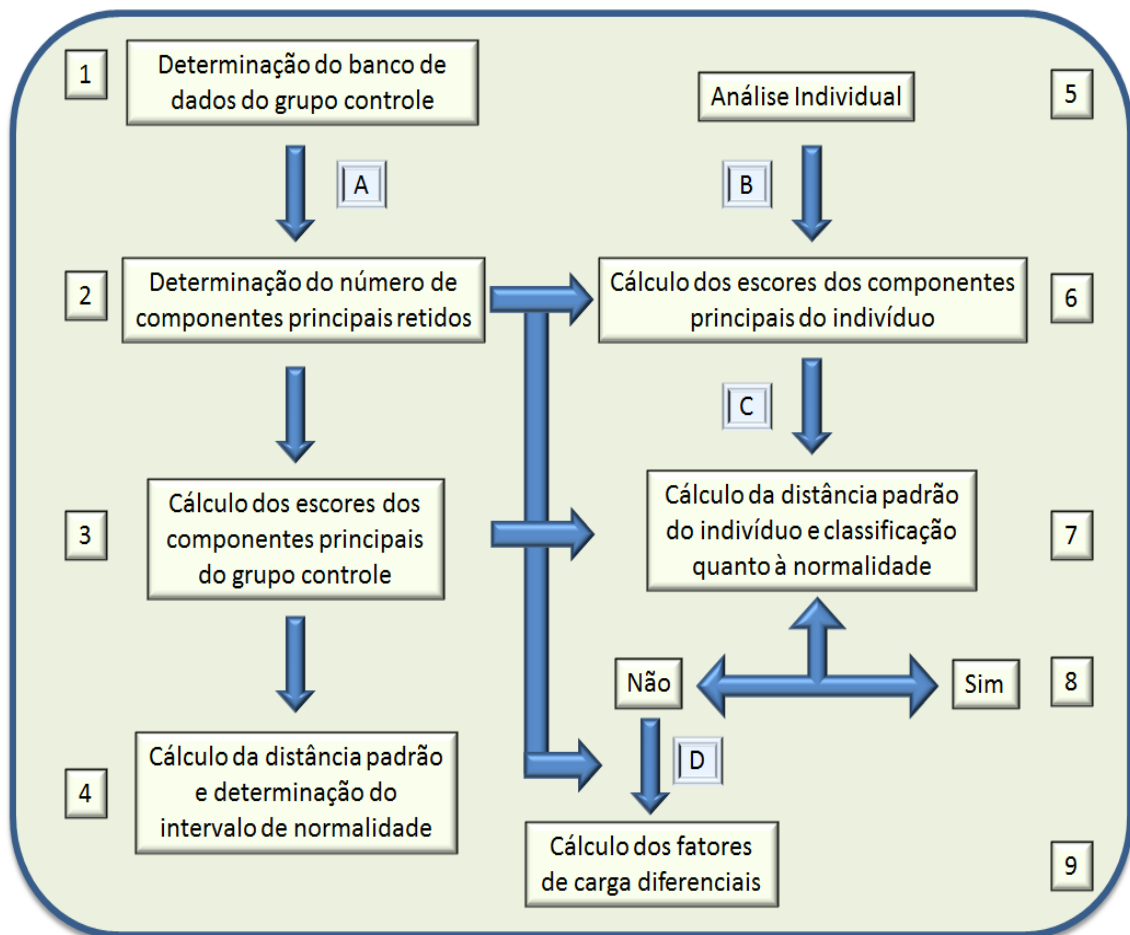
Com isso, o número de FCD foi igual ao número de CPs retidos na análise, cada um com 561 linhas. Para facilitar a interpretação de todos os gráficos, os FCD foram divididos em 11 partes diferentes representando cada movimento de cada articulação. Em cada FCD há duas linhas tracejadas, sendo que uma representa um peso de 70% do máximo e outra 80%. Esses dois valores foram utilizados como limites para identificação de alterações no padrão de marcha. Quando dois ou mais FCD apresentaram valores maiores do que 80% e/ou três ou mais valores maiores do que 70% em uma mesma região do ciclo da marcha, a diferença encontrada foi descrita.



**Figura 4.6:** Exemplo de um gráfico com 15 Fatores de Carga Diferenciais (FCD) do joelho, no plano sagital, para uma aplicação do EFM. As duas setas vermelhas indicam as diferenças acima de 80% do máximo em aproximadamente 50% do ciclo da marcha e as quatro setas vermelhas indicam valores entre 70% e 80% do máximo entre 80% e 100% do ciclo da marcha.

Na Figura 4.6 é apresentado um exemplo dos FCD para a articulação do joelho, no plano sagital, em que foram retidas 15 CPs na análise (por conseguinte, são apresentados 15 FCD), e as diferenças estão presentes em 50% do ciclo da marcha (setas pretas) e 80% a 100% do ciclo da marcha (setas vermelhas). Na seção de Anexos, estão disponíveis todos os FCD para cada movimento de cada articulação de cada sujeito lesionado.

O resumo da sequência de ações para utilizar o algoritmo do EFM está apresentado na Figura 4.7, dividido em nove etapas.



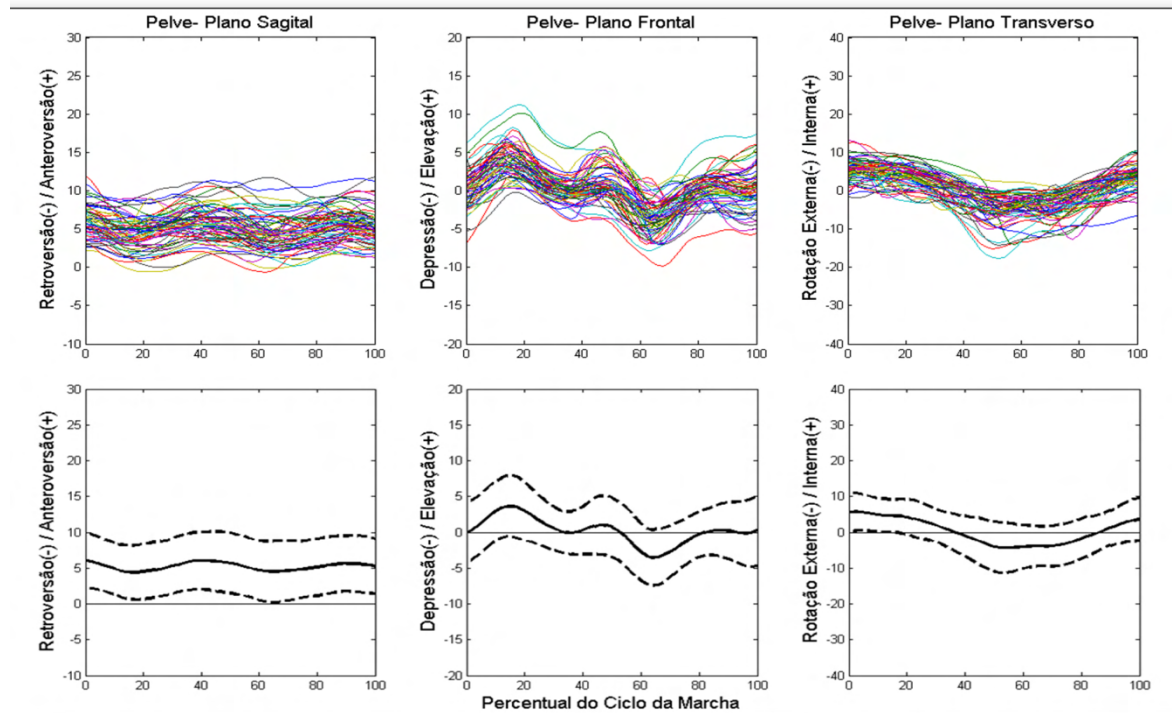
**Figura 4.7:** Sequência de ações para implementação do Escore de Funcionalidade da Marcha.

A letra A apresentada entre as etapas 1 e 2 representa a realização de uma ACP, somente com o banco de dados contendo os ciclos da marcha do grupo controle. A letra B apresentada entre as etapas 5 e 6 ressalta que o cálculo dos escores do indivíduo lesionado deve ser calculado baseando-se nas componentes principais do grupo controle. A letra C entre as etapas 6 e 7 informa que o cálculo da distância padrão do indivíduo lesionado se dá em função da média dos escores das componentes principais do grupo controle. E, finalmente, a letra D representa a realização de uma nova ACP, com uma matriz contendo os ciclos da marcha do grupo controle e do sujeito lesionado. Os autovetores dessa ACP são subtraídos dos autovetores da ACP realizada na letra A, obtendo-se os FCD.

## 5. RESULTADOS

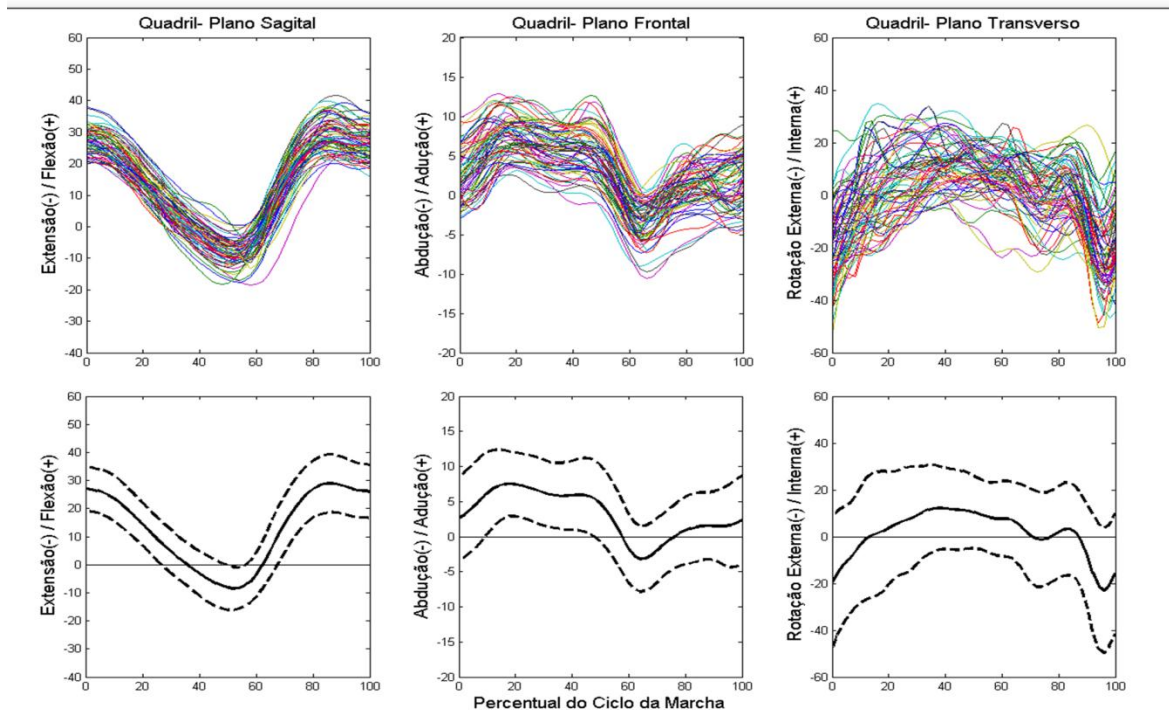
### 5.1. Cinemática do grupo controle

Os deslocamentos angulares da pelve, quadril, joelho e tornozelo durante um ciclo da marcha dos sujeitos do grupo controle estão apresentados nas Figuras 5.1 a 5.4.

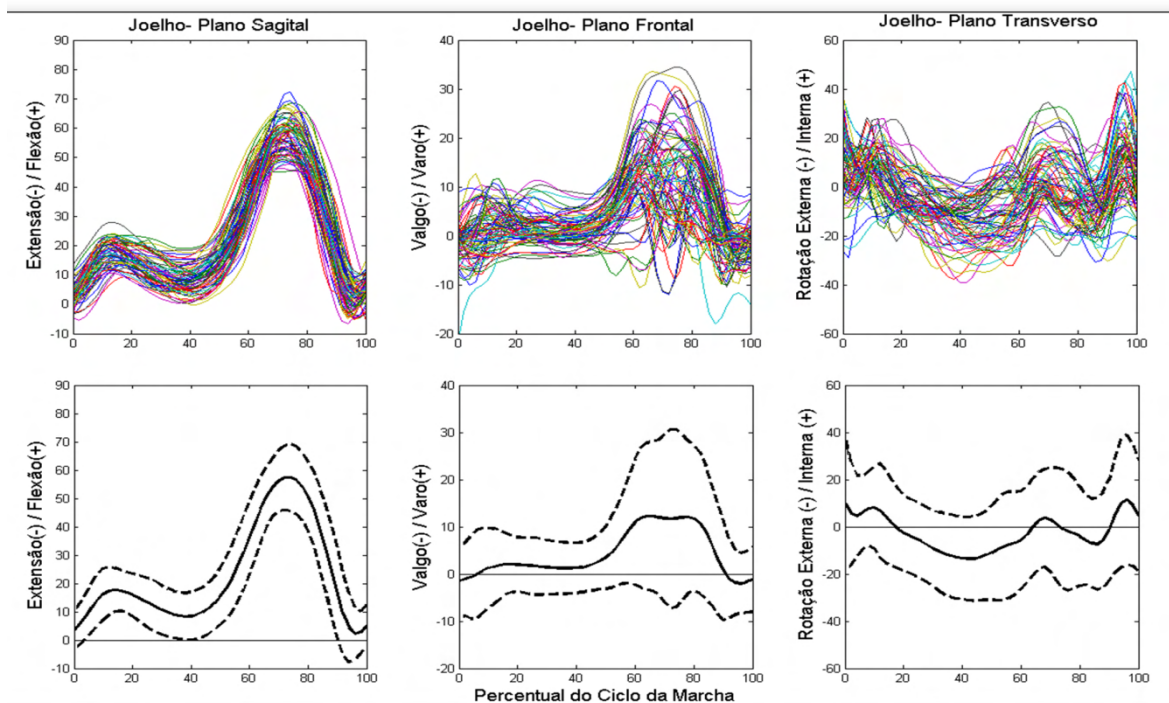


**Figura 5.1:** Deslocamento angular da pelve nos planos sagital (esquerda), frontal (centro) e transverso (direita). Acima: Curvas de todos os sujeitos do grupo controle. Abaixo: Média e intervalo de confiança das curvas do grupo controle.

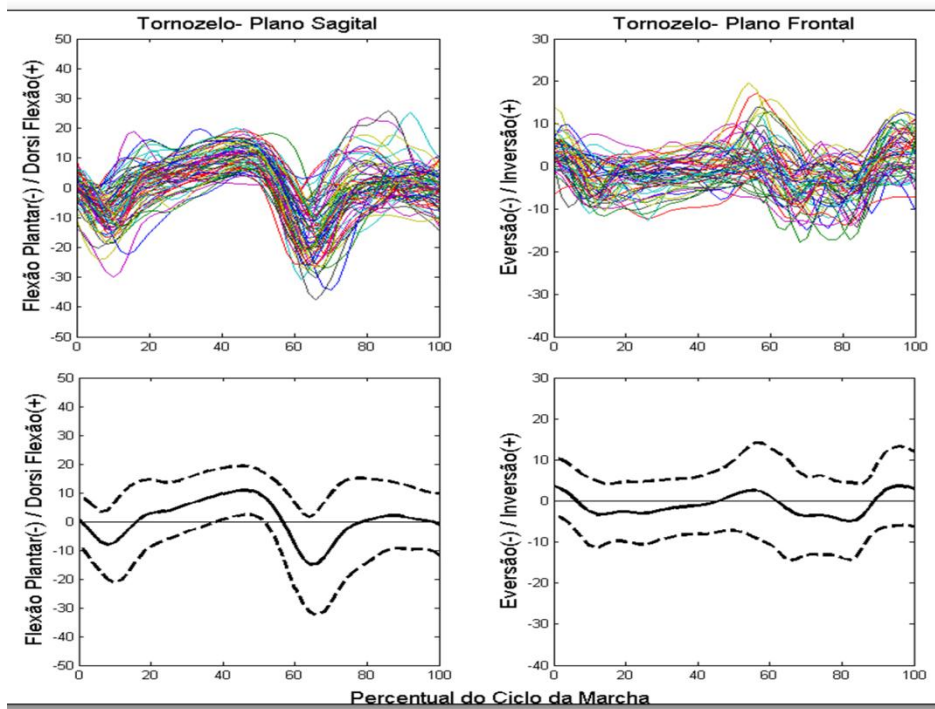




**Figura 5.2:** Deslocamento angular do quadril nos planos sagital (esquerda), frontal (centro) e transverso (direita). Acima: Curvas de todos os sujeitos do grupo controle. Abaixo: Média e intervalo de confiança das curvas do grupo controle.



**Figura 5.3:** Deslocamento angular do joelho nos planos sagital (esquerda), frontal (centro) e transverso (direita). Acima: Curvas de todos os sujeitos do grupo controle. Abaixo: Média e intervalo de confiança das curvas do grupo controle.

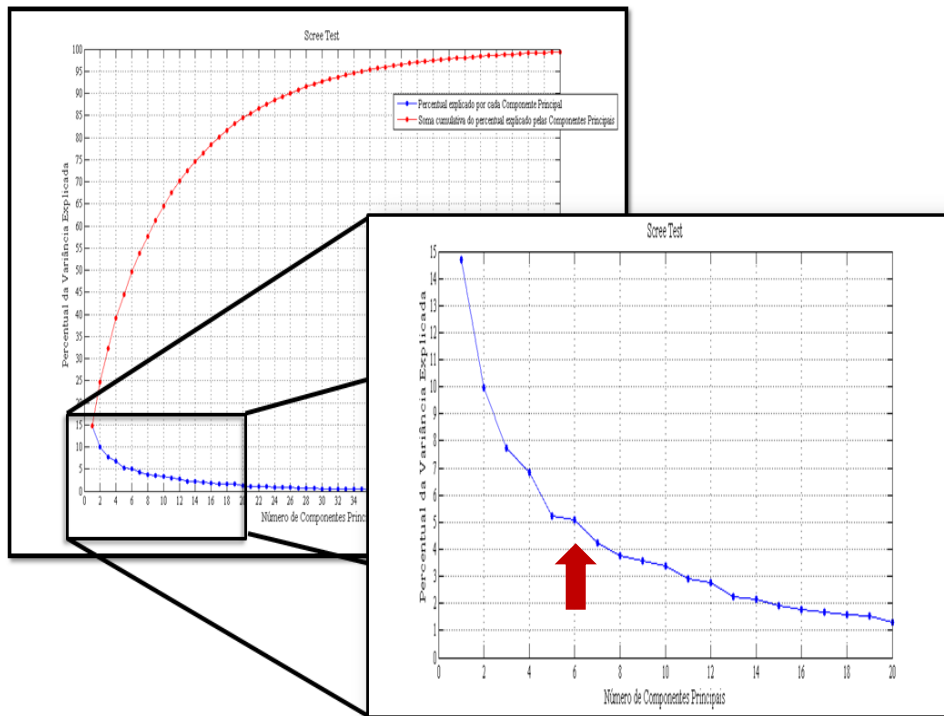


**Figura 5.4:** Deslocamento angular do tornozelo nos planos sagital (esquerda) e frontal (direita). Acima: Curvas de todos os sujeitos do grupo controle. Abaixo: Média e intervalo de confiança das curvas do grupo controle.

## 5.2. Análise de Componentes Principais do Grupo Controle

### 5.2.1. Seleção do Número de componentes para entrar no modelo

Os resultados do Scree Test (Figura 5.5) indicaram que o número de CPs a ser selecionados era de seis. O percentual de variância explicado por esses seis componentes retidos foi de aproximadamente 50%. Em seguida, investigou-se o número de componentes necessários para se explicar diferentes percentuais da variância do sinal original. Para se obter 60%, 70%, 80%, 90% e 99% da variância, eram necessários 9, 12, 17, 26 e 56 componentes, respectivamente.

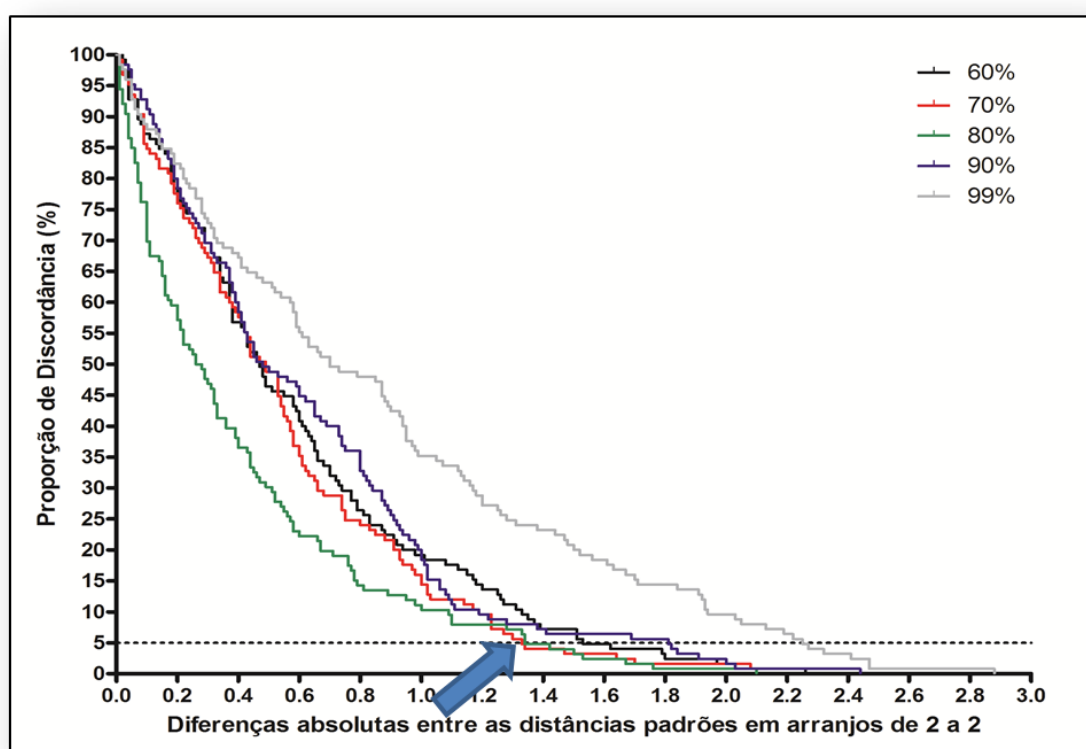


**Figura 5.5:** Scree Test. No gráfico ao fundo observa-se o Scree Plot (azul) e a soma cumulativa da variância de cada CP (vermelho). No gráfico destacado observa-se que o número de CP selecionado por esse teste é de 6.

As distâncias padrões de cada ciclo da marcha com cada um dos percentuais acima foram calculadas e a confiabilidade medida. O ICC obtido na análise com 80% de variância apresentou os melhores resultados, com valores maiores do que 0,9 (Tabela 5.1). Os resultados dos limites de confiança de Bland-Altman e da representação gráfica de Concordância-Sobrevivência ratificaram que os dados que apresentam valores com maior confiabilidade são aqueles calculados com os componentes representativos de 80% da variância do sinal original (Figura 5.6). Por conseguinte, para o cálculo do limite de normalidade do grupo controle, baseado nos dados de distância padrão, utilizou-se 17 componentes principais.

**Tabela 5.1:** Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC), intervalo de confiança (95%) do ICC e limite de concordância do Bland-Altman.

Percentual de Variância	ICC <sub>2,1</sub>	IC95% ICC <sub>2,1</sub>	IC95% Bland-Altman
60%	0,769	0,554-0,896	-1,525-1,532
70%	0,815	0,645-0,917	-1,384-1,415
80%	0,907	0,819-0,958	-1,099-1,236
90%	0,764	0,541-0,894	-1,586-1,549
99%	0,664	0,340-0,850	-2,297-2,108

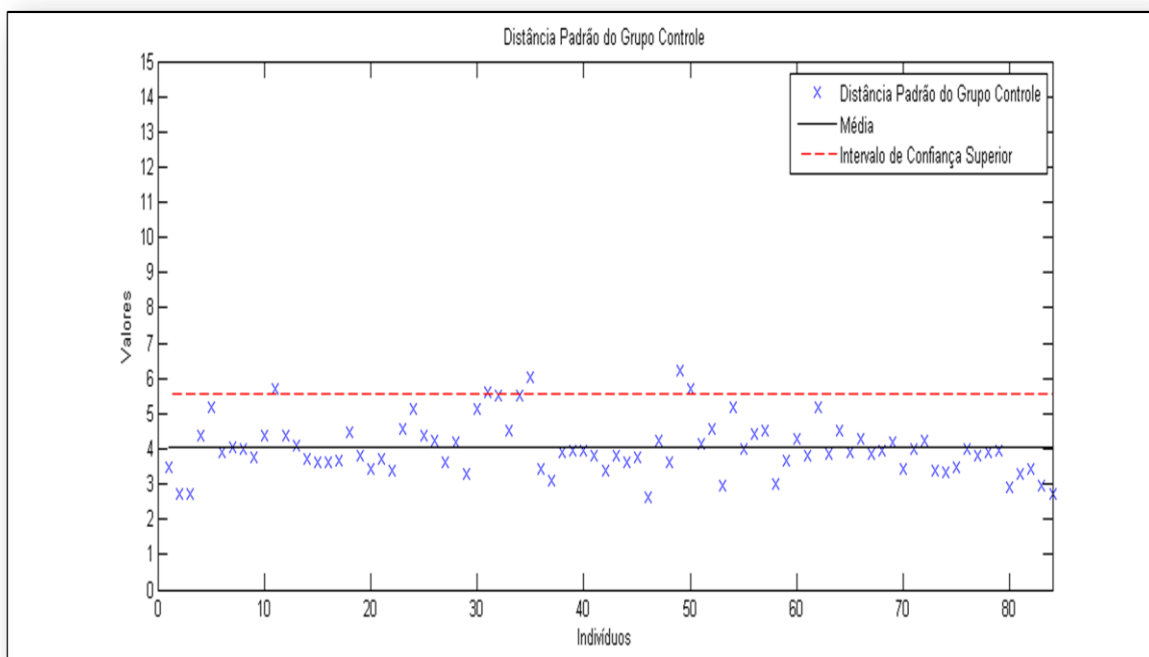


**Figura 5.6:** Representação gráfica de concordância-sobrevivência. A seta azul indica que a melhor concordância ocorre nos gráficos de 70% e 80% de variância.

### 5.2.2. Distância Padrão e determinação do limite de normalidade

A distância padrão (DP) calculada para cada ciclo da marcha, assim como a média e o limite de normalidade são apresentados na Figura 5.7. A média calculada da

DP de todos os ciclos foi 4,03, e o desvio padrão da DP foi de 0,77. Dessa forma, o limite de normalidade foi de 5,54 para o grupo controle estudado.



**Figura 5.7:** Distância Padrão (DP) do grupo controle. A linha preta contínua representa a média e a linha vermelha tracejada representa o intervalo de confiança (95%) superior dos 84 ciclos da marcha.

### 5.3. Análise de Componentes Principais dos Grupos Controle e Lesionado

#### 5.3.1. Reconstrução dos sinais do grupo controle usando as duas ACPs

Após a realização da primeira ACP, somente com os ciclos da marcha do grupo controle, os sinais de todos os sujeitos foram reconstruídos com os 17 componentes utilizados. Seguiu-se o mesmo procedimento após a realização da segunda ACP, contendo os dados do grupo controle e os dois ciclos da marcha de cada sujeito lesionado. A taxa de projeção de um vetor sobre o outro, representativa da similaridade na direção indicada pelos autovetores, foi maior do que 99% para todos os sujeitos, independente do número de componentes utilizado (Tabela 5.2). Isso significa que possivelmente todos os autovetores dos 17 componentes nas duas ACPs estão explicando a variância contida nas mesmas variáveis do banco de dados original, no entanto, com pesos diferentes, devido à inclusão dos ciclos da marcha do sujeito

lesionado. Por conseguinte, tornou-se possível subtrair os autovetores correspondentes das duas ACPs para se obter a taxa de mudança da variância, devido à marcha do sujeito lesionado.

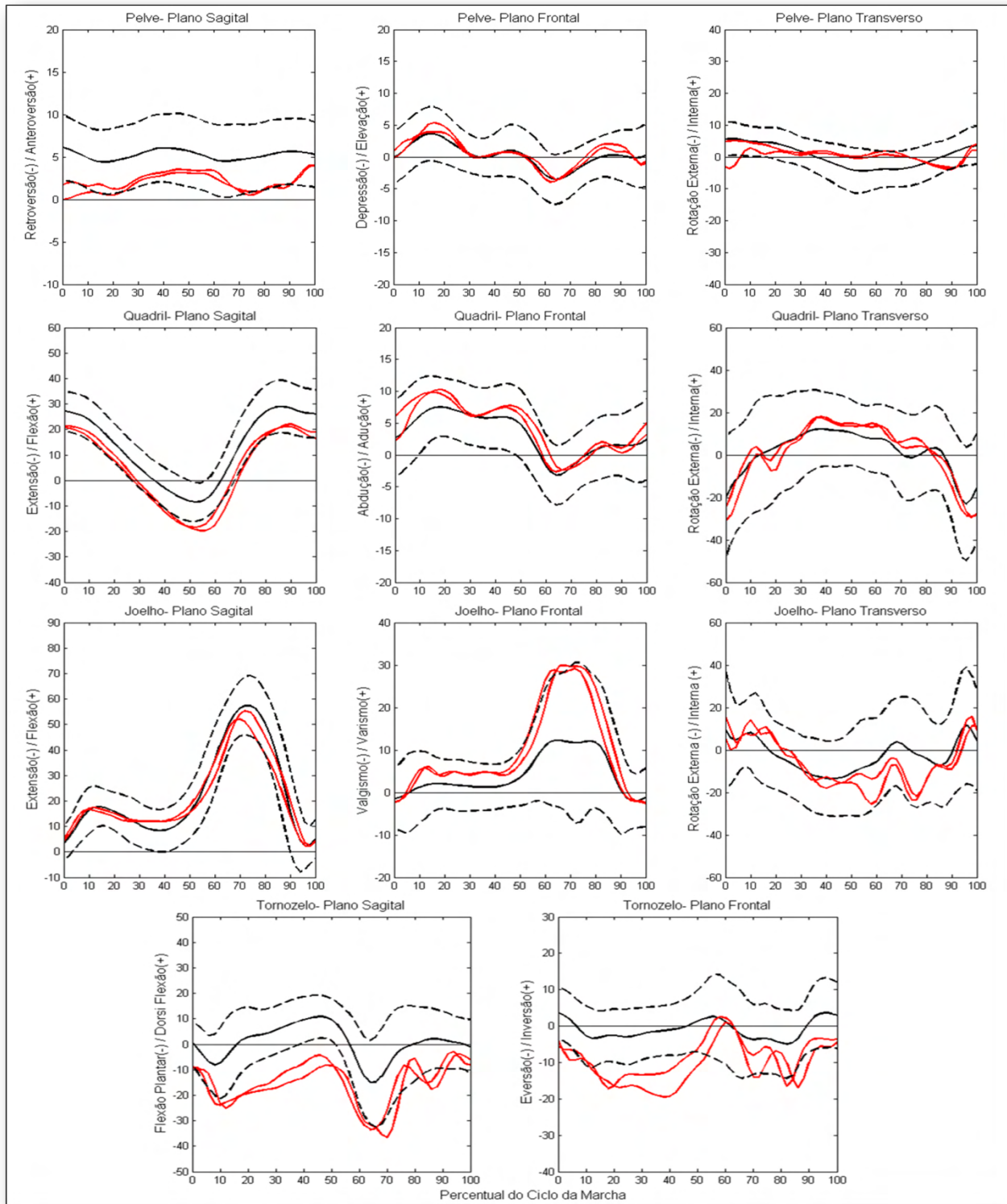
**Tabela 5.2:** Taxa de projeção dos sinais do grupo controle reconstruídos a partir da primeira (grupo controle) e segunda ACP (grupo controle + sujeito lesionado).

<b>Nº de CPs</b>	<b>% de Projeção</b>	<b>Nº de CPs</b>	<b>% de Projeção</b>
<b>1</b>	99,83 ± 0,10	<b>10</b>	99,85 ± 0,12
<b>2</b>	99,84 ± 0,13	<b>11</b>	99,85 ± 0,28
<b>3</b>	99,84 ± 0,31	<b>12</b>	99,85 ± 0,22
<b>4</b>	99,84 ± 0,22	<b>13</b>	99,85 ± 0,24
<b>5</b>	99,84 ± 0,25	<b>14</b>	99,85 ± 0,18
<b>6</b>	99,84 ± 0,20	<b>15</b>	99,86 ± 0,16
<b>7</b>	99,84 ± 0,14	<b>16</b>	99,86 ± 0,16
<b>8</b>	99,85 ± 0,18	<b>17</b>	99,86 ± 0,17
<b>9</b>	99,85 ± 0,14		

### **5.3.2. Cinemática do grupo lesionado**

#### **5.3.2.1. Sujeito 1**

O sujeito 1 apresentou valores de 64,37 e 73,75 para o IKDC e LEFS, respectivamente. O EFM foi 6,34, indicando anormalidade na marcha. A análise dos FCD indicou que as principais alterações estão relacionadas com o deslocamento angular da pelve e joelho, com algumas alterações no tornozelo. Os ciclos das marcha do sujeito 1 estão apresentados na Figura 5.8.



**Figura 5.8:** Curvas de deslocamento angular da pelve (primeira linha), quadril (segunda linha), joelho (terceira linha) e tornozelo (quarta linha) do sujeito 1. Nas três primeiras linhas à esquerda estão as curvas no plano sagital, no centro no plano frontal e na direita no plano transverso. Para a quarta linha à esquerda está o plano sagital e à direita o plano frontal.

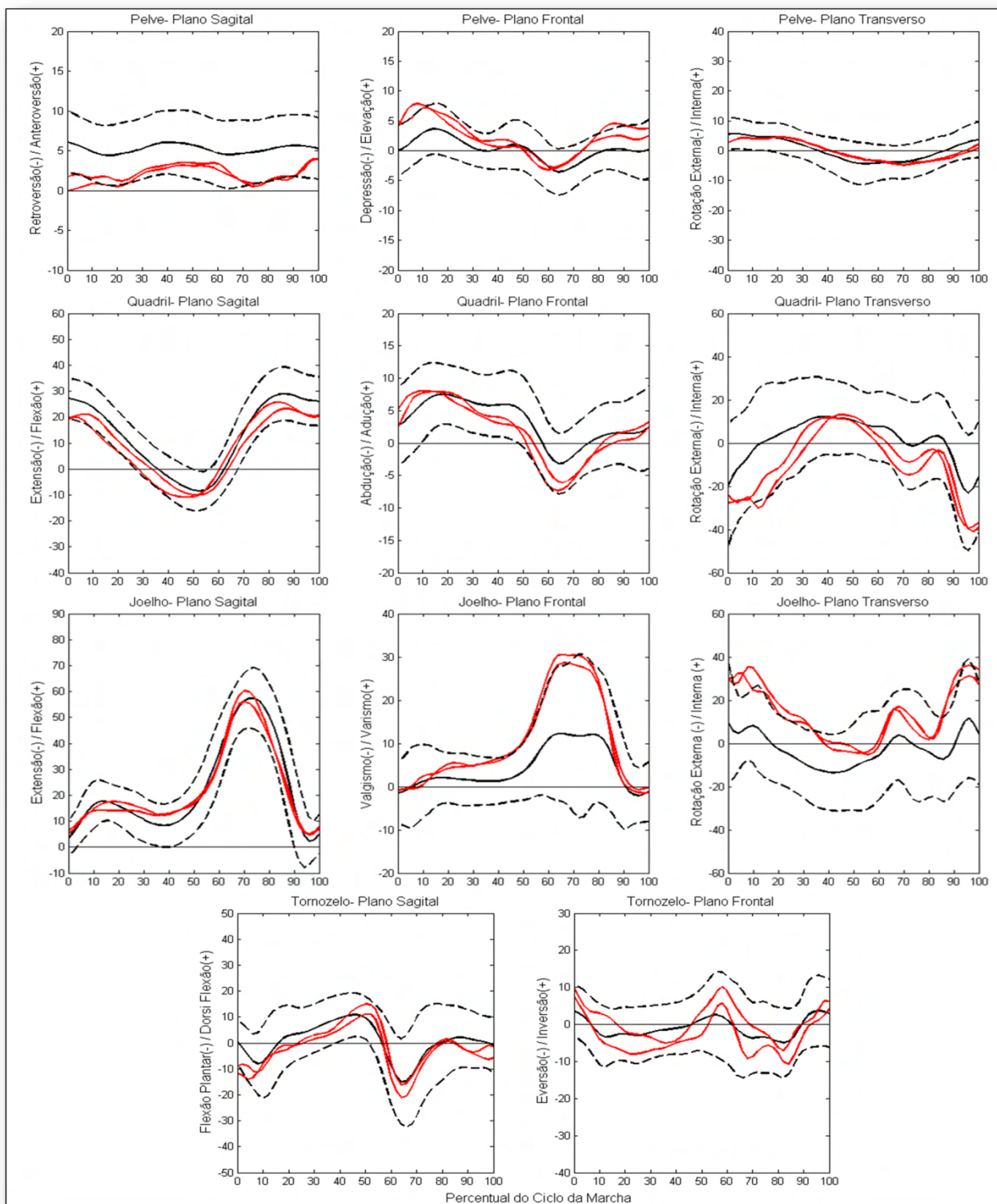
No que tange à pelve, no plano transverso, houve uma redução da rotação externa entre 40% a 60% do ciclo da marcha e redução da rotação interna entre 90% a 100% do ciclo. O joelho apresentou alterações no plano frontal, com aumento do varismo do joelho entre 0% a 20% e 60% a 80% do ciclo da marcha, e no plano transverso, com aumento da rotação externa entre 50% a 60% do ciclo da marcha. No tornozelo os FCD encontraram discretas diferenças na flexão plantar e eversão do tornozelo entre 20% a 40% do ciclo. Os FCD de todas as articulações estão apresentados no Anexo E.

#### **5.3.2.2. Sujeito 2**

O sujeito 2 apresentou valores de 83,91 e 93,75 para o IKDC e LEFS, respectivamente. O EFM foi 5,13, indicando normalidade na marcha. Apesar da normalização da marcha, a análise dos FCD indicou alterações discretas e estão relacionadas com o deslocamento angular do quadril, joelho e tornozelo. Os ciclos das marcha do sujeito 2 estão apresentados na Figura 5.9.

No quadril, a única alteração está presente discretamente no plano sagital entre 30% e 50% do ciclo da marcha, com um aumento da extensão. No joelho, há uma alteração na faixa de 90% do ciclo, no plano transverso, com aumento da rotação interna do joelho. No tornozelo há uma alteração significativa nos 10% iniciais do ciclo, no plano sagital. O sujeito inicia o ciclo com o tornozelo mais estendido e reduzindo o rolamento do calcanhar no início do ciclo. Os FCD de todas as articulações estão apresentados no Anexo E.



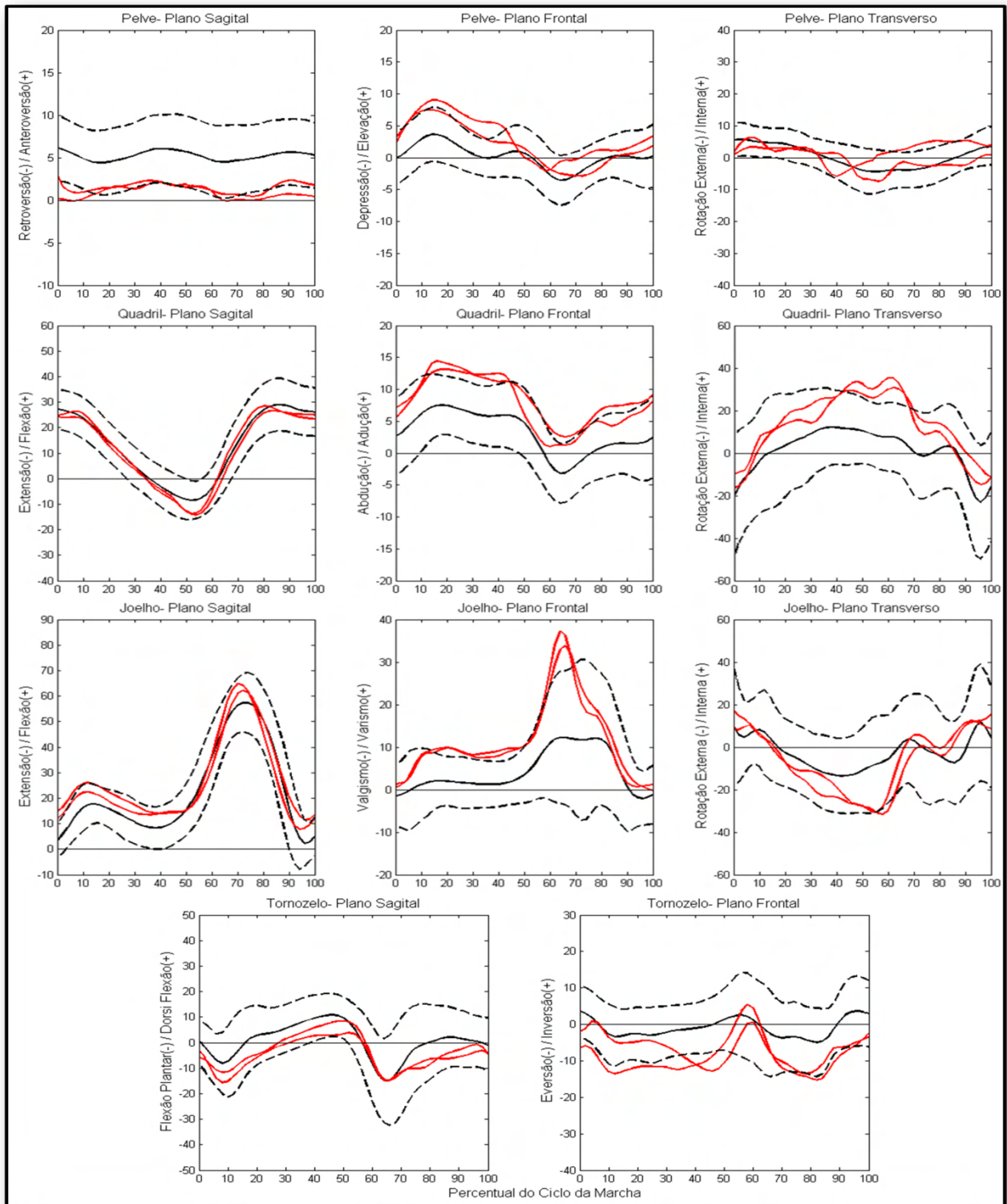


**Figura 5.9:** Curvas de deslocamento angular da pelve (primeira linha), quadril (segunda linha), joelho (terceira linha) e tornozelo (quarta linha) do sujeito 2. Nas três primeiras linhas à esquerda estão as curvas no plano sagital, no centro no plano frontal e na direita no plano transversal. Para a quarta linha à esquerda está o plano sagital e à direita o plano frontal.

### **5.3.2.3. Sujeito 3**

O sujeito 3 apresentou valores de 91,95 e 95 para o IKDC e LEFS, respectivamente. O EFM foi 5,94, indicando anormalidade na marcha. A análise FCD indicou que as principais alterações estão relacionadas com o deslocamento angular do quadril e joelho. Os ciclos das marcha do sujeito 3 estão apresentados na Figura 5.10.

O quadril apresentou aumento da extensão entre 30% e 50% do ciclo e, no plano transversal, apresentou aumento da rotação externa entre 20% e 30% do ciclo da marcha. No joelho os FCD identificaram aumento do varismo entre 10% e 30% do ciclo da marcha. Os FCD de todas as articulações estão apresentados no Anexo E.

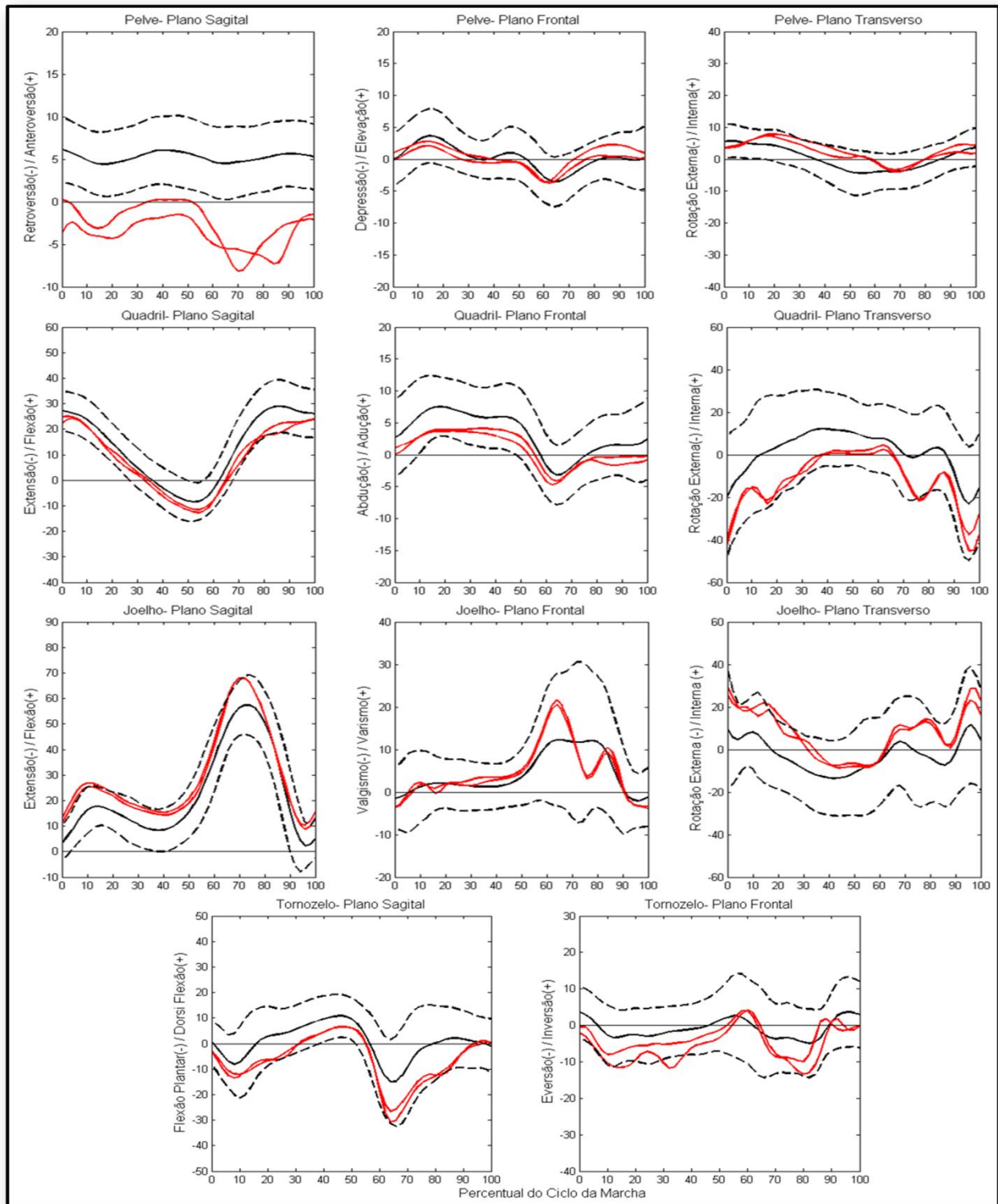


**Figura 5.10:** Curvas de deslocamento angular da pelve (primeira linha), quadril (segunda linha), joelho (terceira linha) e tornozelo (quarta linha) do sujeito 3. Nas três primeiras linhas à esquerda estão as curvas no plano sagital, no centro no plano frontal e na direita no plano transverso. Para a quarta linha à esquerda está o plano sagital e à direita o plano frontal.

#### **5.3.2.4. Sujeito 4**

O sujeito 4 apresentou valores de 74,71 e 87,5 para o IKDC e LEFS, respectivamente. O EFM foi 6,38, indicando anormalidade na marcha. A análise dos FCD indicou que as principais alterações estão relacionadas com o deslocamento angular do joelho. Os ciclos das marcha do sujeito 4 estão apresentados na Figura 5.11.

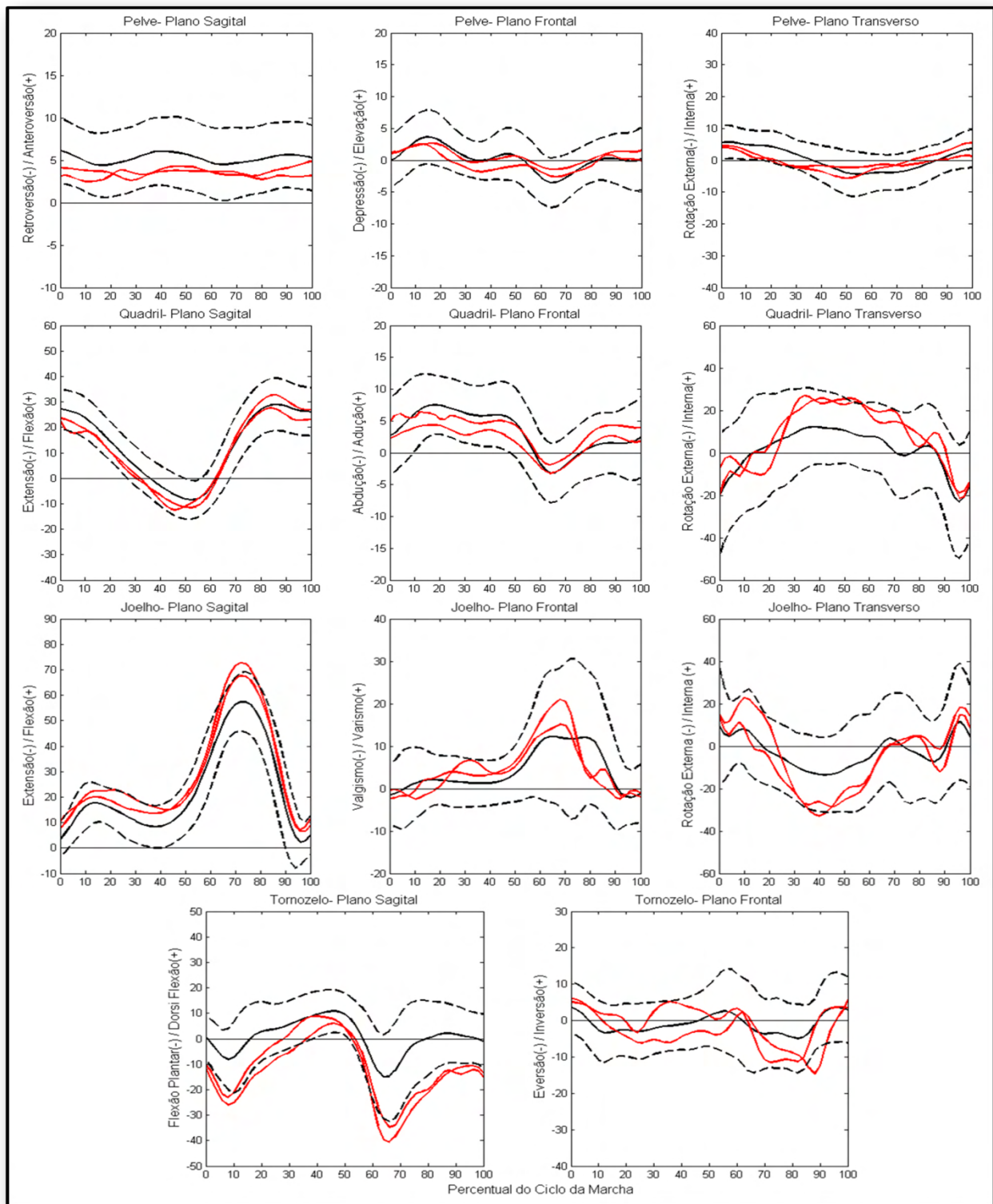
No joelho as alterações foram observadas no plano transversal, com uma tendência de aumento da rotação interna em aproximadamente 10% do ciclo da marcha e rotação externa entre 50% e 80% do ciclo. Os FCD de todas as articulações estão apresentados no Anexo E.



**Figura 5.11:** Curvas de deslocamento angular da pelve (primeira linha), quadril (segunda linha), joelho (terceira linha) e tornozelo (quarta linha) do sujeito 4. Nas três primeiras linhas à esquerda estão as curvas no plano sagital, no centro no plano frontal e na direita no plano transverso. Para a quarta linha à esquerda está o plano sagital e à direita o plano frontal.

#### **5.3.2.5. Sujeito 5**

O sujeito 5 apresentou valores de 39,08 e 68,75 para o IKDC e LEFS, respectivamente. O EFM foi 3,06, indicando normalidade na marcha. Os ciclos das marcha do sujeito 5 estão apresentados na Figura 5.12. Os FCD de todas as articulações estão apresentados no Anexo E. Não foram identificadas nos FCD alterações importantes.

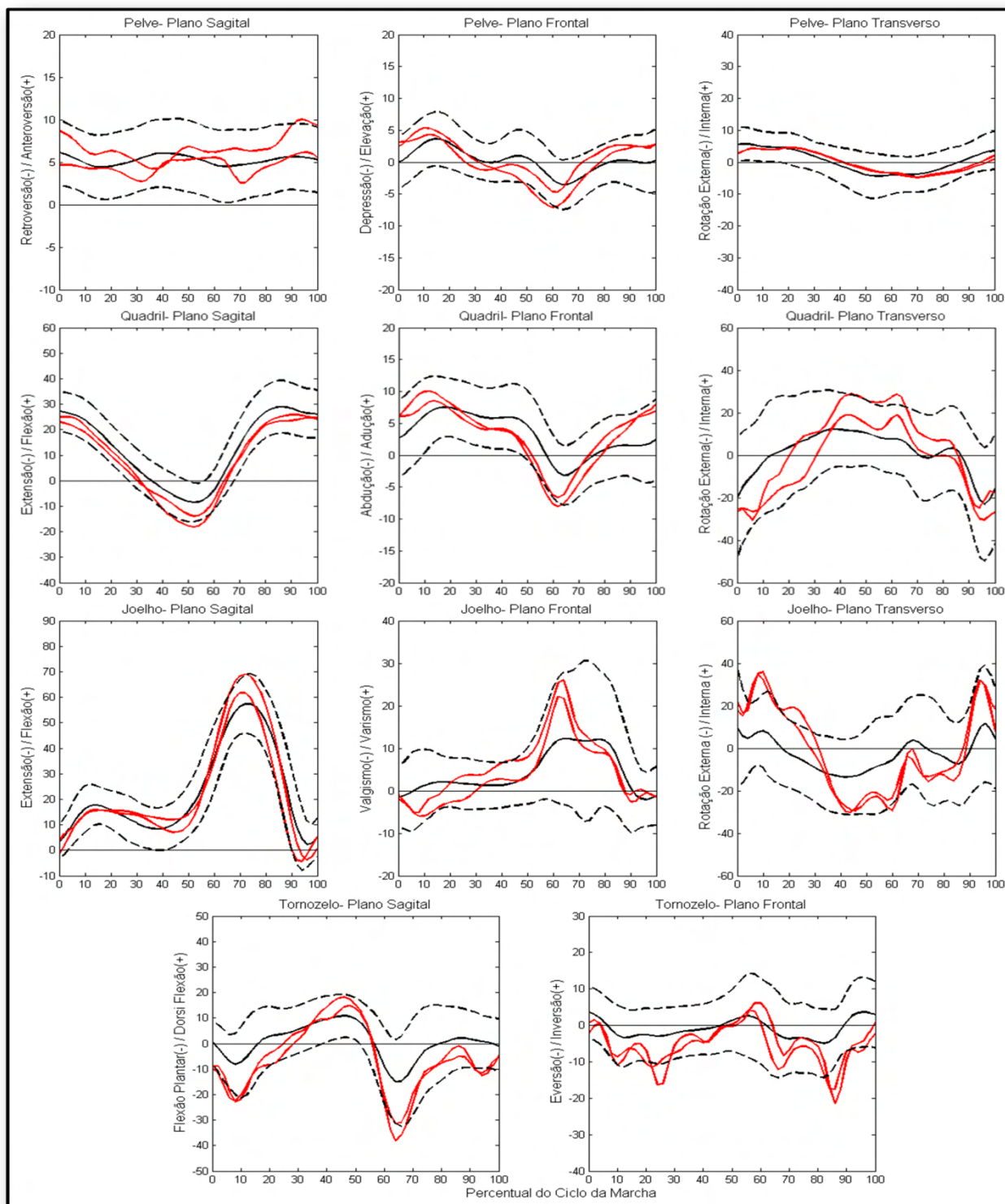


**Figura 5.12:** Curvas de deslocamento angular da pelve (primeira linha), quadril (segunda linha), joelho (terceira linha) e tornozelo (quarta linha) do sujeito 5. Nas três primeiras linhas à esquerda estão as curvas no plano sagital, no centro no plano frontal e na direita no plano transverso. Para a quarta linha à esquerda está o plano sagital e à direita o plano frontal.

#### **5.3.2.6. Sujeito 6**

O sujeito 6 apresentou valores de 87,36 e 93,75 para o IKDC e LEFS, respectivamente. O EFM foi 4,49, indicando normalidade na marcha. Os ciclos das marcha do sujeito 4 estão apresentados na Figura 5.13. Os FCD de todas as articulações estão apresentados no Anexo E. Apesar da normalidade, o sujeito apresentou uma tendência de redução da rotação interna da pelve entre 90% e 100% do ciclo e de maior extensão do quadril, no plano sagital, entre 30% e 50% do ciclo.





**Figura 5.13:** Curvas de deslocamento angular da pelve (primeira linha), quadril (segunda linha), joelho (terceira linha) e tornozelo (quarta linha) do sujeito 6. Nas três primeiras linhas à esquerda estão as curvas no plano sagital, no centro no plano frontal e na direita no plano transverso. Para a quarta linha à esquerda está o plano sagital e à direita o plano frontal.

## 6. DISCUSSÃO

Apesar da análise da marcha ser uma ferramenta aceita para auxiliar o diagnóstico (MORGAN *et al.*, 2009), acompanhar a evolução das doenças (ORNETTI *et al.*, 2010), dar suporte a tomadas de decisões relativas à tratamento fisioterapêutico (CHANG *et al.*, 2010) e cirúrgico (COOK *et al.*, 2003), no que tange às alterações na funcionalidade dos membros inferiores, ainda existem críticas quanto à imprescindibilidade desse exame para o público em geral (WATTS, 1994; SIMON, 2004; NARAYANAN, 2007). WATTS (1994) alegou uma baixa aplicabilidade dos resultados dos exames de marcha, além dos altos custos, relacionados ao grande espaço aos equipamentos necessários. De acordo com esse autor, essa baixa aplicabilidade tem causa na subjetividade na seleção de variáveis analisadas e nas estratégias de interpretação dos exames.

Desde 1994 até hoje, alguns estudos acerca da aplicabilidade clínica de exames da marcha foram publicados. WREN *et al.* (2011) publicaram uma revisão sistemática sobre a eficácia da análise clínica da marcha, na qual apresentaram resultados promissores. Os métodos de coletas e processamento de dados melhoraram, assim como a acurácia na capacidade diagnóstica e de tomadas de decisões baseados nos resultados desses exames. No entanto, concluíram que a análise dos exames ainda é muito subjetiva e dependente de exploração qualitativa dos dados. Por conseguinte, a vivência e expertise do examinador ainda exerce forte influência na qualidade do resultados.

Uma alternativa a esse tipo de limitação consiste no desenvolvimento de índices que consigam resumir o comportamento de um grande número de variáveis da marcha a apenas um valor que represente o comportamento em geral. Nesse sentido, alguns índices têm sido apresentados na literatura, sendo o mais utilizado atualmente o *Gait Deviation Index* (GDI) (SCHWARTZ e ROZUMALSKI, 2008). Infelizmente, apesar de bastante utilizado nos últimos anos, ele possui algumas limitações que restringem sua aplicabilidade para algumas áreas.

O índice desenvolvido no presente estudo teve por objetivo suprir tais limitações de forma a generalizar a sua aplicabilidade e abordar áreas não discutidas pelo GDI. No tocante as variáveis selecionadas foram incluídas na matriz inicial, as curvas de comportamento angular do joelho no plano frontal e transversal e tornozelo no plano frontal. Por outro lado o ângulo de progressão do pé, utilizado no GDI, foi retirado. O

ângulo de progressão do pé é referente ao ângulo, no plano transversal, que o pé faz em relação ao eixo antero-posterior do sistema de referência do laboratório (PERRY, 2005). Apesar da sua importância na funcionalidade da marcha (RUTHERFORD *et al.*, 2010), essa variável não é obtida primariamente, ou seja, ela é fruto do comportamento conjunto de outras variáveis, como o grau de rotação da pelve, quadril e joelho. A adição dos deslocamentos angulares do joelho no plano frontal e transversal e do tornozelo no frontal é justificada pelo fato de que a instalação de algumas lesões parece estar diretamente associada ao comportamento dessas variáveis (CHANG *et al.*, 2004; RUTHERFORD *et al.*, 2008). A exclusão dessas poderia reduzir a capacidade do sistema em identificar alterações na marcha.

Os autores do GDI justificam a não inclusão dessas variáveis acima citadas alegando o fato de elas serem muito susceptíveis a ruídos (SCHWARTZ e ROZUMALSKI, 2008). De fato, há evidências de que a variabilidade dessas variáveis é maior do que aquelas obtidas no plano sagital e as mesmas são muito sensíveis ao algoritmo utilizado para cálculo do ângulo articular e posicionamento dos marcadores (CAPPOZZO *et al.*, 2005; MCGINLEY *et al.*, 2010). Apesar dessas limitações, os erros presentes no cálculo dessas variáveis são erros sistemáticos e tendem a ser similares para todos os indivíduos, atenuando sua influência no instrumento.

Algumas outras modificações foram propostas em relação ao GDI. Primeiro, o número de componentes principais (CP) selecionadas não explicou quase 100% da variância do banco de dados original, como é o caso do GDI. Essa alteração foi feita, uma vez que cada indivíduo apresenta certo grau de individualidade no padrão de marcha. Porém, o objetivo da análise da marcha não é identificar individualidades da marcha de cada sujeito, e sim prover informações sobre alteração na funcionalidade dos membros inferiores. Dessa forma, o número de CPs selecionadas para o cálculo do EFM objetivou reter a variância mais importante do padrão de marcha de cada articulação, excluindo características individuais, que nesse caso podem ser interpretados como um ruído no sinal (NADAL, 1991).

Com isso, caso as principais características da marcha individual fossem retidas, as variações individuais entre diferentes ciclos de um mesmo sujeito ficariam reduzidas e a confiabilidade interciclos aumentada. No grupo controle utilizado no presente estudo, a maior confiabilidade interciclos foi obtida com 80% da variância do banco de

dados original e por esse motivo o número de componentes utilizado para o cálculo do EFM foi o representante desse percentual.

No que tange ao cálculo da normalidade da marcha utilizado pelo GDI, realiza-se inicialmente a ACP em um banco de dados contendo todos os casos de patologia possíveis: no caso do artigo original (SCHWARTZ e ROZUMALSKI, 2008), foram utilizados 6702 ciclos da marcha de indivíduos com paralisia cerebral. Dessa análise extraíram-se as componentes principais utilizadas para o cálculo do índice. Após isso, os escores obtidos dessas componentes foram calculados para um novo grupo controle, sem doenças neurológicas, e a distância Euclidiana entre os escores do grupo controle e do grupo coletado previamente eram obtidos. Então, a marcha de indivíduo com paralisia cerebral era coletada e seus escores e a distância Euclidiana também calculada. Dessa forma, o GDI representava a diferença entre a média da distância Euclidiana do grupo controle e a distância Euclidiana do indivíduo lesionado (SCHWARTZ e ROZUMALSKI, 2008).

No EFM, duas modificações foram feitas em relação ao cálculo do índice, sendo a primeira em relação ao cálculo da normalidade do grupo controle e a segunda em relação à utilização da distância Euclidiana.

A primeira alteração foi a descrição da ausência de lesão a partir do cálculo da ACP inicial somente com os dados obtidos do grupo controle. A utilização da técnica utilizada pelo GDI necessita que sejam conhecidas todas as possíveis condições patológicas e esteja disponível um número considerável de sujeitos com cada doença ou lesão, o que dificilmente ocorre no caso de lesões ortopédicas, em que as condições são distintas e em grande número. Sendo assim, optou-se pelo cálculo do grupo controle, no presente estudo, baseado nas curvas de deslocamento angular somente de indivíduos hígidos. Essa forma de análise possibilita a comparação dos escores de indivíduos com diferentes lesões, independente da condição de funcionalidade *à priori*.

A segunda alteração consistiu na utilização da distância padrão (FLURY e RIEDWYL, 1986), oriunda da distância Mahalanobis, para o cálculo do EFM, ao invés da distância Euclidiana. Essa mudança foi feita uma vez que a distância Euclidiana não leva em consideração a variância contida em cada variável utilizada no modelo. No caso da ACP, a maior variância está contida na primeira CP e vai reduzindo até as últimas. Dessa forma, no caso da GDI, as primeiras componentes selecionadas exercem maior influência no índice. Na área de modelagem e classificação de padrões é sabido que

nem sempre as primeiras componentes são responsáveis pela melhor separação entre grupos (NADAL, 1981; JOLLIFFE, 2002). Já a distância Mahalanobis normaliza a variância contida em cada variável e, por conseguinte, o peso exercido no cálculo do índice é o mesmo para todas as variáveis (JOLLIFFE, 2002).

Por último, uma inovação do EFM, não descrita por nenhum índice de quantificação da normalidade da marcha disponível na literatura revisada, foi a utilização dos autovetores obtidos das duas ACPs realizadas para identificação dos locais de maior alteração dos dados entre o grupo controle e o sujeito lesionado. Diversos autores têm procurado interpretar os fatores de carga dos autovetores quando na aplicação da ACP em uma matriz contendo ambos os dados de sujeitos saudáveis e lesionados (ASTEPHEN e DELUZIO, 2005; MUNIZ *et al.*, 2006; MUNIZ *et al.*, 2007; ASTEPHEN *et al.*, 2008; MUNIZ e NADAL, 2009). Contudo, no presente estudo foi proposta uma nova interpretação dos autovetores, denominada de fatores de carga diferenciais (FCD). Inicialmente obtiveram-se os autovetores da ACP do grupo controle. Em seguida, obtiveram-se os autovetores da ACP do grupo controle adicionada dos dois ciclos da marcha do sujeito lesionado. Foi hipotetizado que as diferenças entre os autovetores das duas ACPs estariam relacionadas com as alterações impostas pelo sujeito lesionado à estrutura de variabilidade do grupo controle. No entanto, um possível problema para essa interpretação ocorreria se a adição de novos dados à matriz original pudesse alterar as informações contidas em cada autovetor.

Para provar que a inclusão dos ciclos de marcha do sujeito lesionado não alterou as informações contidas nos autovetores originais, os sinais originais de cada sujeito do grupo controle foram reconstruídos utilizando-se as componentes principais obtidas da primeira ACP e também reconstruídos utilizando-se as componentes obtidas da segunda ACP. Os resultados (Tabela 5.2) mostraram que independentemente do número de componentes utilizados na reconstrução, os sinais obtidos são praticamente 100% iguais. Com isso, concluiu-se que a estrutura de variabilidade não foi alterada, mas somente o peso de cada variável dos componentes principais devido à marcha do sujeito lesionado. Essa análise possibilitou a identificação das principais articulações e fases da marcha que explicam as diferenças entre o grupo controle e o sujeito lesionado.

Para gerar o banco de dados que seria utilizado para o cálculo da ACP do grupo controle, foram calculados os ângulos articulares de todos os voluntários hígidos selecionados (Figura 5.1 até 5.4). Comparando os dados com as curvas apresentadas por

diversos estudos, ficou claro que o algoritmo e posicionamento dos marcadores conseguiu representar adequadamente o comportamento angular dos membros inferiores (VAUGHAN *et al.*, 1999; PERRY, 2005; LEARDINI *et al.*, 2007). Os únicos dados que apresentaram certa diferença em relação a alguns estudos na literatura são relativos ao plano transversal.

Uma hipótese é que as diferenças em relação ao que é descrito em parte da literatura se devam ao *marker set* utilizado no presente trabalho. Em geral, os estudos se utilizam de medidas antropométricas e modelos de regressão de outros estudos para calcular os eixos articulares e a cinemática articular é calculada em função desses eixos (CAPPOZZO *et al.*, 2005; RIVEST, 2005; SCHACHE *et al.*, 2006). No presente estudo não se realizou esse procedimento e partimos do princípio matemático que são necessários três pontos não colineares em um segmento para calcular os ângulos de Euler. Por exemplo, ao invés de estimar o eixo articular do quadril adicionou-se um marcador ao trocânter maior e o deslocamento angular da coxa foi calculado partir dos pontos do trocânter maior, côndilo lateral do fêmur e a haste no centro da coxa. Por isso, é possível que a utilização de um número maior de marcadores possa ter gerado um aumento no erro do cálculo angular, uma vez que os *markers sets* mais utilizados, como o Helen-Hayes, não utilizam o trocânter maior no cálculo da cinemática dos membros inferiores. A localização anatômica do trocânter maior, na região proximal da coxa, é um local comum de acúmulo de gordura gerando possivelmente, por conseguinte, maior tendência de movimentação do marcador na pele em relação à posição óssea.

Após a realização da ACP do grupo controle e o cálculo da distância padrão para determinar o limite de normalidade, a marcha de seis sujeitos com lesão no LCA, submetidos à reconstrução cirúrgica do ligamento por meio de enxerto autólogo com tendão dos flexores do joelho, foi analisada a partir da aplicação do EFM. As características antropométricas dos sujeitos eram semelhantes (Tabela 4.1), no entanto, as lesões secundárias a lesão do LCA eram bastante diferentes.

Dos seis sujeitos estudados, três apresentaram o EFM alterado e três apresentaram o escore dentro da normalidade definida pelo grupo controle. Apesar da anormalidade detectada pelo EFM, o resultado dos questionários não seguiu o mesmo parâmetro. O sujeito 5, que apresentou o menor EFM, obteve os piores resultados nos três questionários, enquanto que o sujeito 4, com o maior EFM, apresentou melhores

resultados para os questionários sobre funcionalidade do joelho (IKDC) e dos membros inferiores (LEFS) do que sujeitos classificados como normais. Apesar desses achados contraditórios, ao analisar as questões específicas de cada questionário, identifica-se que só o LEFS possui questões relacionadas à capacidade de caminhada desses sujeitos (questões d, k l). Todos os sujeitos, independente do EFM, obtiveram pontuação máxima para todas essas questões indicando que nenhum relatava dificuldades para caminhar. No entanto, todos relataram alguma limitação para atividades mais intensas, como corrida e saltos. Isso sugere que a análise da marcha não deve ser utilizada para classificar o status de funcionalidade geral. Como visto no presente estudo, é possível que a marcha esteja normalizada em relação a um grupo de sujeitos hígidos e ainda haver déficit de funcionalidade de atividades mais intensas, como saltos e corridas. Sugere-se para estudos futuros a aplicação do EFM com testes com maior grau de dificuldade de forma a evidenciar as causas das dificuldades relatadas pelos sujeitos.

Ainda assim, algumas alterações cinemáticas foram indentificadas pelos FCD na maioria dos sujeitos, como a rotação interna do joelho no início da fase de apoio e no final da fase de balanço, rotação externa do joelho no final da fase de apoio e início da fase de balanço, varismo do joelho no início da fase de apoio e início da fase de balanço, o aumento da extensão do quadril no final da fase de apoio simples e alterações na pelve no plano transversal e tornozelo no plano sagital.

Muitas das alterações encontradas no presente trabalho vão ao encontro da literatura. O aumento da rotação interna e externa do joelho em momentos específicos da marcha aumenta o deslocamento angular dessa articulação no plano transversal. Diversos autores suportam esses achados em sujeitos com lesão no LCA (FRAVE *et al.*, 2006; STERGIOU *et al.*, 2006; GAO *et al.*, 2010; SCALAN *et al.*, 2010; SHI *et al.*, 2010). GAO *et al.* (2010) encontraram maior varismo do joelho em sujeitos submetidos a reconstrução do LCA em relação a voluntários hígidos. Segundo esses autores essas alterações podem estar relacionadas à gênese da osteoartrose após a lesão. De fato, estudos de modelagem e in vivo comprovaram que o aumento da rotação e varismo do joelho em condições de suporte de peso, como no caso da marcha, está relacionado ao desgaste da cartilagem articular do compartimento medial desta articulação (DONAHUE *et al.*, 2002; ANDRIACCHI *et al.*, 2004; HAN *et al.*, 2005; ANDRIACCHI *et al.*, 2006). Além disso, os pesquisadores são enfáticos quanto ao aumento do torque de varismo do joelho e angulação de varismo em sujeitos com

osteoartrose do joelho (LYNN *et al.*, 2007; RUTHERFORD *et al.*, 2008; BENNELL *et al.*, 2011; VAN DEN NOORT *et al.*, 2012). Dessa forma, esses movimentos do joelho no plano frontal e transversal são considerados fatores de risco para o aparecimento da osteoartrose no joelho e devem ser foco de intervenção no processo de reabilitação após a lesão (REEVES e BOWLING, 2011).

Um achado interessante nesse estudo foi a não identificação de alterações no deslocamento angular do joelho no plano sagital, pelos FCD, em todos os sujeitos. De acordo com a literatura, um acometimento comum após lesões no LCA é o aumento da flexão do joelho principalmente na fase de contato inicial e resposta à carga (FERBER *et al.*, 2002; GAO *et al.*, 2010; SHI *et al.*, 2010). Porém, existem estudos que apresentam uma normalização dessas alterações após determinado tempo transcorrida à cirurgia (KNOLL *et al.*, 2004a; STERGIOU *et al.*, 2007). Alguns autores relacionam o aumento da flexão do joelho durante a marcha à redução de força no quadríceps (RUDOLPH *et al.*, 1998; LEWEK *et al.*, 2002). Apesar de não ter sido mensurada a força no quadríceps, as condutas cirúrgicas e terapêuticas utilizadas com todos os sujeitos tiveram por objetivo a atenuação na perda de força do quadríceps. Durante o procedimento cirúrgico não houve qualquer incisura na região da musculatura do quadríceps e a descarga parcial de peso do membro lesionado era liberada tão logo o sujeito suportasse o incômodo gerado pela intervenção cirúrgica. Além disso, a fisioterapia foi iniciada no dia seguinte à reconstrução ligamentar.

Além das alterações no joelho, o sítio da lesão, alterações importantes foram identificadas nos comportamentos da pelve, no plano transversal, e tornozelo, no plano sagital. A presença dessas alterações ratifica a importância de se avaliar o membro inferior inteiro, independente do sítio da lesão. Não foram encontrados na literatura estudos que tenham comparado o comportamento da pelve na marcha após lesões no LCA, o que é estranho uma vez que a pelve tem um papel fundamental na cinemática da marcha. Inicialmente, a pelve serve como uma base para o movimento dos membros inferiores seja com o pé apoiado no solo, assim como com o pé fora do solo, na fase de balanço (PERRY, 2005). Alterações no comportamento da pelve refletem diretamente no comportamento do restante da cadeia cinemática dos membros inferiores. MAGYAR *et al.* (2008) encontraram que sujeitos com lesão meniscal apresentam menor movimentação da pelve no plano transversal, o que também foi evidenciado no presente estudo.



No tocante à cinemática do tornozelo no plano sagital, BULGHERONI *et al.*, (1997), WEBSTER *et al.* (2005) e GEORGOULIS *et al.*, (2003) não encontraram diferenças entre variáveis paramétrica obtidas do tornozelo entre lesionados e hígidos. Segundo BRUNNER *et al.* (2008), o aumento da flexão plantar no tornozelo pode levar a uma redução na rotação interna da pelve, como evidenciado pelos FCD.

Um fato importante relacionado a essas duas alterações é evidenciado por FREGLY *et al.*, (2007). Esses autores geraram uma otimização da marcha de um sujeito com osteoartrose no joelho, com o objetivo de identificar quais as principais variáveis que deveriam ser modificadas para reduzir o torque de varismo no joelho e, conseqüentemente, reduzir o avanço dessa doença. A otimização predisse um padrão de marcha que possibilitou a redução entre 37% a 55% das cargas no joelho. Três variáveis foram identificadas como mais importantes: redução na anterversão da pelve, aumento da flexão das articulações do quadril joelho e tornozelo e aumento da rotação da pelve no plano transversal. É interessante observar que as duas últimas variáveis estão diretamente relacionadas às alterações encontradas em alguns sujeitos. Dessa forma, é essencial na reabilitação a introdução de procedimentos que tenham por objetivo alterar o posicionamento da pelve no plano transversal e tornozelo no plano sagital.

Algumas limitações foram identificadas no presente estudo. A primeira é relacionada à pequena amostra utilizada como grupo controle. É essencial que um grande número de sujeitos seja incluso no grupo controle de forma a aumentar a representatividade desse grupo em relação à população geral. Isso se torna extremamente importante pelo fato de que a escolha do número de componentes principais pode ser dependente das características do grupo controle (TULCHIN *et al.*, 2009). Sugere-se para pesquisas futuras o estudo da influência do local de coleta do grupo controle para a determinação do EFM.

Outra limitação do presente estudo é em relação à interpretação dos FCD. Apesar de grande avanço ter sido dado, é necessário que novos aspectos sejam incorporados a essas curvas de forma a identificar o que representa uma alteração importante no padrão de marcha. No presente estudo foram selecionados subjetivamente os percentuais de 70% e 80%.

Ainda, deve ser objeto de estudos futuros a comparação do EFM com outros índices da marcha, como o GGI e o GDI, além de verificar a relação entre a funcionalidade por meio da análise de marcha e por meio de questionários. Outro

aspecto importante a ser abordado, de forma a ratificar a análise da marcha como um exame clínico importante é a determinação de critérios que auxiliem na indicação de procedimentos cirúrgicos e condutas terapêuticas, além de servir como uma ferramenta que reduza a subjetividade no que tange ao melhor período para que médicos e fisioterapeutas dêem alta a seus sujeitos.

## 7. CONCLUSÃO

Um escore de funcionalidade da marcha (EFM), baseado em análise de componentes principais da cinemática dos membros inferiores, foi desenvolvido com sucesso e apresentou-se confiável, estando a cinemática do grupo controle de acordo com a descrição encontrada na literatura. O exame da aplicabilidade clínica do escore foi realizado com base nos dados da marcha de seis sujeitos com reconstrução do LCA. Alterações dos movimentos de rotação e varismo do joelho foram detectadas, as quais estão de acordo com a literatura e podem estar ligadas ao desenvolvimento de osteoartrose no futuro, como descrito por alguns autores. Outras alterações, como menor rotação interna da pelve no final da fase de balanço e aumento da flexão plantar do tornozelo no início do apoio, foram identificadas na maioria dos sujeitos lesionados. Não foram encontrados estudos que tenham comparado essas variáveis entre indivíduos hígidos e com lesão no LCA. Sugere-se, para estudos futuros, a investigação da aplicabilidade do EFM na tomada de decisões de médicos e fisioterapeutas no que tange às intervenções clínicas e diagnósticos de diversas lesões.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALKJAER, T., SIMONSEN, E.B., JORGENSEN, U. *et al.*, 2003, “Evaluation of the walking pattern in two types of patients with anterior cruciate ligament deficiency: copers and non-copers”, *European Journal of Applied Physiology*, v. 89, n. 3-4, pp. 301-308.
- ALKJAER, T., HENRIKSEN, M., SIMONSEN, E.B., 2011, “Different knee joint loading patterns in ACL deficient copers and non-copers during walking”. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, v. 19, n. 4, pp. 615-621.
- ALTMAN, D.G., BLAND, J.M., 1983, “Measurement in medicine: the analysis of method comparison studies”, *The Statistician*, v. 32, pp. 307-317.
- ANDERSEN, H.N., DYHRE-POULSEN, P., 1997, “The anterior cruciate ligament does play a role in controlling axial rotation in the knee”. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, v. 5, n. 3, pp. 145-149.
- ANDRIACCHI, T.P., BRIANT, P.L., BEVILL, S.L. *et al.*, 2006, “Rotational changes at the knee after ACL injury cause cartilage thinning”. *Clinical Orthopaedic and Related Research*, v. 442, pp. 39-44.
- ANDRIACCHI, T.P., MUNDERMANN, A., SMITH, R.L. *et al.*, 2004, “A framework for the in vivo pathomechanics of osteoarthritis at the knee”. *Annals of Biomedical Engineering*, v. 32, n. 3, pp. 447-457.
- ASTEPHEN, J.L., DELUZIO, K.J., 2005, “Changes in frontal plane dynamics and the loading response phase of the gait cycle are characteristic of severe knee osteoarthritis application of a multidimensional analysis technique”. *Clinical Biomechanics*, v. 20, n. 2, pp. 209-217.
- ASTEPHEN, J.L., DELUZIO, K.J., CALDWELL, G.E. *et al.*, 2008, “Gait and neuromuscular pattern changes are associated with differences in knee osteoarthritis severity levels”. *Journal of Biomechanics*, v. 1, n. 4, pp. 868-76.
- BAKER, R., MCGINLEY, J.L., SCHWARTZ, M.H. *et al.*, 2009, “The gait profile score and movement analysis profile”. *Gait & Posture*, v. 30, n. 3, pp. 265-269.
- BARTON, C.J., BONANNO, D., LEVINGER, P. *et al.*, 2010, “Foot and ankle characteristics in patellofemoral pain syndrome: a case control and reliability study”. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, v. 40, n. 5, pp. 286-296.
- BEARD, D.J., SOUNDARAPADIAN, R.S., O’CONNOR, J. *et al.*, 1996, “Gait and electromyography analysis of anterior cruciate ligament deficient subjects”, *Gait & Posture*, v. 4, n. 2, pp. 83-86.

- BENNELL, K.L., BOWLES, K.A., WANG, Y. *et al.*, 2011, “Higher dynamics medial knee load predicts greater cartilage loss over 12 months in medial knee oateoarthritis”. *Annals of the Reumathic Diseases*, v. 70, n. 10, pp. 1770-1774.
- BERCHUCK, M., ANDRIACCHI, T.P., BACH, B.R. *et al.*, 1990, “Gait adaptations by patients who have a deficient anterior cruciate ligament”. *Journal of Bone and Joint Surgery American*, v. 72, n. 6, pp. 871-877.
- BIRAC, D., ANDRIACCHI, T.P., BACH, B.R., 1991, “Time related chages following ACL rupture”. *Transactions of Orthopedic Research Society*, v. 15, p. 231;
- BLAND, J.M., ALTMAN, D.G., 1986, “Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement”, *Lancet*. v. 1, pp. 307-310.
- BULGHERONI, P., BULGHERONI, M.V., ANDRINI, L. *et al.*, 1997, “Gait patterns after acnterior cruciate ligament reconstruction”, *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, v. 5, n. 1, pp. 14-21.
- BUTTON, K., VAN DEURSEN, R. PRICE, P., 2008, “Recovery in functional non-copers following anterior cruciate ligament rupture as detected by gait kinematics”, *Physical Therapy and Sport*, v. 9, n. 2, pp. 97-104.
- CAPPOZZO, A., DELLA CROCE, U., LEARDINI, A. *et al.*, 2005, “Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background”. *Gait & Posture*, v. 21, n. 2, pp. 186-196.
- CHALLIS, J.H., KERWIN, D.G., 1992, “Accuracy assessment and control point configuration within using DLT for photogrammetry”, *Journal of Biomechanics*; v. 25, n. 9, pp. 1053-1058
- CHAMBERS, H.G., SUTHERLAND, D.H., 2002, “A practical guide to gait analysis”, *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, v. 10, n. 3, pp. 222-231.
- CHANG, F.M., RHODES, J.T., FLYNN, K.M. *et al.*, 2010, “The role of gait analysis in treating gait abnormalities in cerebral palsy”. *Orthopedic Clinics of North America*, v. 41, n. 4, pp. 489-506.
- CHANG, W.N., TSIRIKOS, A.I., MILLER, F. *et al.*, 2004, “Impact of changing foot progression angle on foot pressure measurement in children with neuromuscular diseases”. *Gait & Posture*, v. 20, n. 1, pp., 14-19.
- CHAU, T.A., 2001, “Review of analytical techniques for gait data. Part 2.” *Gait Posture*, v. 13, n. 2, pp. 102-120.
- CHMIELEWSKI, T.L., RUDOLPH, K.S., FITZGERALD, G.K. *et al.*, 2001, “Biomechanical evidence supporting a differential response to acute ACL injury”, *Clinical Biomechanics*, v. 16, n. 7, pp. 586-591.

- CIMOLIN, V., GALLI, M., VIMERCATI, S.L. *et al.*, 2011, “Use of the gait deviation index for the assessment of gastrocnemius fascia lengthening in children with cerebral palsy”, *Research in Developmental Disabilities*, v. 32, n. 1, pp. 377-381.
- COOK, R.E., SCHNEIDER, I., HAZLEWOOD, M.E. *et al.*, 2003, “Gait analysis alters decision-making in cerebral palsy”, *Journal of Pediatric Orthopedics*, v. 23, n. 3, pp. 292-295.
- DE LOES, M., DAHLSTEDT, L.J., THOMÉE, R., 2000, “A 7-year study on risks and costs of knee injuries in male and female youth participants in 12 sports”, *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, v. 10, n. 2, pp. 90-97.
- DECKER, L., HOUSER, J.J., NOBLE, J.M. *et al.*, 2009, “The effects of shoe traction and obstacle height on lower extremity coordination dynamics during walking”, *Applied Ergonomics*, v. 40, n. 5, pp. 895-903.
- DEVITA, P., T. HORTOBAGYI, J. BARRIER, *et al.*, 1997, “Gait adaptations before and after anterior cruciate ligament reconstruction surgery”, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 29, n. 7, pp. 853-859.
- DEVITA, P., LASSITER JR., T., HORTOBAGYI, T. *et al.*, 1998, “Functional knee brace effects during walking in patients with anterior cruciate ligament reconstruction”, *American Journal of Sports Medicine*, v. 26, n. 6, pp. 778-784.
- DINIZ, P.S.R., SILVA, E.A.B., NETTO, S.L., 2010, “*Digital signal Processing: System Analysis and Design*”. New York: Cambridge University Press.
- DONAHUE, T.L.H., HULL, M.L., RASHID, M.M. *et al.*, 2002, “A finite element model of the human knee joint for the study of tibio-femoral contact”. *Journal of Biomechanical Engineering*, v. 124, n. 3, pp., 273-280.
- DONSKOI, D., ZATSIORSKY, V., 1988, *Biomecánica de los Ejercicios Físicos*, 1 ed., Moscú, Raduga.
- EITZEN, I., EITZEN, T.J., HOLM I. *et al.*, 2010, “Anterior cruciate ligament-deficient potential copers and noncopers reveal different isokinetic quadriceps strength profiles in the early stage after injury” *American Journal of Sports Medicine*, v. 38, n. 3, pp. 586-93.
- ELLENBECKER, T.S., 2001, *Reabilitação dos Ligamentos do Joelho*, Rio de Janeiro: Manole.
- FAVRE, J; LUTHI, F; JOLLES, BM *et al.*, 2006, “A new ambulatory system for comparative evaluation of the three-dimensional knee kinematics, applied to anterior cruciate ligament injuries”, *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, v. 14, n. 7, pp. 592-604, 2006.

- FERBER, R., OSTERNIG, L.R., WOOLLACOTT, M.H. *et al.*, 2002, "Gait mechanics in chronic ACL deficiency and subsequent repair". *Clinical Biomechanics*. v. 17, n. 4, pp. 274-285.
- FLURY, B.K., RIEDWYL, H., 1986, "Standard distance in univariate and multivariate analysis". *The American Statistician*, v. 40, n. 3, pp. 249-251.
- FREGLY, B.J., REINBOLT, J.A., ROONEY, K.L. *et al.*, 2007, "Design of patient-specific gait modifications for knee osteoarthritis rehabilitation". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 54, n. 9, pp. 1687-1695.
- GANLEY, K., POWERS, C., 2005, "Gait kinematics and kinetics of 7-year old children: a comparison to adults using age-specific anthropometric data", *Gait & Posture*, v.21, n. 2, pp. 141-145.
- GAO, B., ZHENG, N.N., 2010, "Alterations in three-dimensional joint kinematics of anterior cruciate ligament-deficient and -reconstructed knees during walking" *Clinical Biomechanics*, v. 25, n. 3, pp. 222-229.
- GEORGOULIS, A.D., PAPADONIKOLAKIS, A., PAPAGEORGIU, C.D. *et al.*, 2003, "Three-dimensional tibiofemoral kinematics of the anterior cruciate ligament-deficient and reconstructed knee during walking", *American Journal of Sports Medicine*, v. 31, n. 1, pp. 75-79.
- GROOD, E.S., SUNTAY, W.J., 1983, "A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee". *Journal of Biomechanical Engineering*, v. 105, n. 2, pp. 136-144.
- HAN, S.K., FEDERICO, S., EPSTEIN, M. *et al.*, 2005, "An articular cartilage contact model based on real surface geometry". *Journal of Biomechanics*, v. 38, n. 1, pp. 179-184.
- HAY, J., REID, G., 1982, "*As BasesAnatómicas e Mecânicas do Movimento Humano*". Prentice-Hall. Rio de Janeiro.
- HERRINGTON L, FOWLER E., 2006, "A systematic literature review to investigate if we identify those patients who can cope with anterior cruciate ligament deficiency", *The Knee*, v. 13, n. 4, pp., 260-265.
- HEWETT, T.E., ZAZULAK, B.T., 2007, "The costs associated with ACL injury", in: HEWETT, T.E., SHULTZ, S.J., GRIFFIN, L.Y., eds. *Understanding and Preventing Noncontact ACL Injuries*. Champaign, IL, Human Kinetics, pp. 47-56.
- HUI, C., SALMON, L.J., KOK, A. *et al.*, 2011, "Fifteen-year outcome of endoscopic anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon autograft for "isolated" anterior cruciate ligament tear" *American Journal of Sports Medicine*, v. 39, n. 1, pp. 89-98.

- HURD, W.J., SNYDER-MACKLER, L., 2007, "Knee instability after acute ACL rupture affects movement patterns during the mid-stance phase of gait". *Journal of Orthopaedic Research*, v. 25, n. 10, pp. 1369-1377.
- HURD WJ, AXE MJ, SNYDER-MACKLER L., 2008, "Influence of age, gender, and injury mechanism on the development of dynamic knee stability after acute ACL rupture", *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, v. 38, n. 2, pp. 36-41.
- JACKSON, D.A., 1993, "Stopping rules in principal components analysis: a comparison of heuristical and statistical approaches", *Ecology*, v.74, n.8, pp. 2204-2214.
- JESUS, I.R.T., 2010, *Análise de componentes principais do eletromiograma no Domínio da frequência em exercícios cicloergométricos*. Tese de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- JOLLIFFE, I.T., 2002, *Principal Component Analysis*. New York, Springer-Verlag.
- KADABA, M.P., RAMAKRISHNAN, H.K., GAINEY, J. *et al.*, 1993, "Gait adaptations patterns in patients with ACL deficiency", *Transactions of Orthopedic Research Society*, v. 17, pp. 735.
- KADABA, M.P., RAMAKRISHNAN, H.K., WOOTTEN, M.E., 1990, "Measurement of lower extremity kinematics during level walking". *Journal of Orthopaedic Research*, v. 8, pp. 383-392.
- KAROL, L.A., JEANS, K., ELHAWARY, R., 2009, "Gait analysis after initial nonoperative treatment for clubfeet: intermediate term followup at age 5", *Clinical Orthopaedics and Related Research*, v. 467, n. 5, pp. 1206-1213.
- KNOLL, Z., KISS, R.M., KOCSIS, L., 2004, "Gait adaptation in ACL deficient patients before and after anterior cruciate ligament reconstruction surgery", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 14, n. 3, pp. 287-294.
- KNOLL, Z., KOCSIS, L., KISS, R.M., 2004, "Gait patterns before and after anterior cruciate ligament reconstruction", *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, v. 12, n. 1, pp. 7-14.
- KNUDSON, D., 2007, *Fundamentals of Biomechanics*, New York, Springer Science Business Media.
- KNUDSON, D., MORRISON, C., 2002, "*Qualitative Analysis of Human Movement*", 2a ed. Champaign, IL: Human Kinetics
- LEARDINI, A., SAWACHA, Z., POLINI, G. *et al.*, 2007, "A new anatomically based protocol for gait analysis in children", *Gait & Posture*, v. 26, n. 4, pp. 560-571.



- LEE, H.M., CHENG, C.K., LIAU, J.J., 2009, "Correlation between proprioception, muscle strength, knee laxity, and dynamic standing balance in patients with chronic anterior cruciate ligament deficiency", *The Knee*, v. 16, n. 5, pp. 387-391.
- LEPORACE, G., MUNIZ, A.M., PEREIRA, G., *et al.*, 2011, "Application of principal component analysis in the study of tasks with different mechanical constraints", *Portuguese Journal of Sports Sciences*, v. 11, sup. 2, pp. 907-910.
- LEWEK, M., RUDOLPH, K., AXE, M. *et al.*, 2002, "The effect of insufficient quadriceps strength on gait after anterior cruciate ligament reconstruction". *Clinical Biomechanics*, v. 17, n. 1, pp. 56-63.
- LINDSTROM, M., FELLANDER-TSAI, L., WREDMARK, T., *et al.* 2010, "Adaptations of gait and muscle activation in chronic ACL deficiency", *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, v. 18, n. 1, pp. 106-111.
- LOHMANDER, L.S., OSTENBERG, A., ENGLUND, M. *et al.*, 2004, "High prevalence of knee osteoarthritis, pain and function limitations in female soccer players twelve years after anterior cruciate ligament injury", *Arthritis and Rheumatism*, v. 50, n. 10, pp. 3145-3152.
- LUIZ, R.R., COSTA, A.J.L., KALE, P.L., WERNECK, G.L., 2003, "Assessment of agreement of a quantitative variable: a new graphical approach" *Journal of Clinical Epidemiology*, v. 56, n. 10, pp. 593-597.
- LYNN, S.K., REID, S.M., COSTIGAN, P.A., 2007, "The influence of gait pattern on signs of knee osteoarthritis in older adults over a 5-11 year follow-up period: a case study analysis". *The Knee*, v. 14, n. 1, pp. 22-28.
- MARKOLF, K.L., BURCHFIELD, D.I., SHAPIRO, M.M. *et al.*, 1995, "Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces", *Journal of Orthopaedic Research*, v. 13, n. 6, pp. 930-935.
- MARSHALL, S.W., PADUA, D., MCGRATH, M., 2007, "Incidence of ACL Injuries", in: HEWETT, T.E., SHULTZ, S.J., GRIFFIN, L.Y., eds. *Understanding and Preventing Noncontact ACL Injuries*. Champaign, IL, *Human Kinetics*, pp. 5-30.
- MAGYAR, O.M., ILLYÉS, A., KNOLL, Z. *et al.*, 2008, "Effect of medial meniscotomy on gait parameters". *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, v. 16, n. 4, pp. 427-433.
- MCGINLEY, J.L., BAKER, R., WOLFE, R. *et al.*, 2009, "The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review" *Gait & Posture*, v. 29, n. 3, pp. 360-369.
- MCKEAN, LANDRY, S.C., HUBLEY-KOZEY, C.L. *et al.*, 2007, "Gender differences exist in osteoarthritic gait", *Clinical Biomechanics*, v. 22, n. 4, pp. 400-409.

- MCMULKIN, M.L., MACWILLIAMS, B.A., 2008, "Intersite variations of the Gillette Gait Index". *Gait & Posture*, v. 28, n. 3, pp. 483-487.
- MEDVED, V., 2000, *Measurement of Human Locomotion*, Florida, CRC Press.
- METSAVAHT, L., LEPORACE, G., RIBERTO, M., *et al.*, 2010, "Translation and cross-cultural adaptation of the Brazilian version of the International Knee Documentation Committee Subjective Knee Form: validity and reproductibility", *American Journal of Sports Medicine*, v. 38, n. 9, pp. 1894-1899.
- METSAVAHT, L., LEPORACE, G., SPOSITO, M.M. *et al.*, 2010, Avaliação funcional após lesão condral da cartilagem patelar: um relato de caso. In: *Anais do XIII Congresso Brasileiro de Cirurgia do Joelho*, Porto de Galinhas-RE.
- MIYASAKA, K.C., DANIEL, D.M., STONE, M.L., 1991, "The incidence of knee ligament injuries in the general population" *American Journal of Knee Surgery*, v. 4, pp. 3-8.
- MOISALA, A.S., JARVELA, T., KANNUS, P. *et al.*, 2007, "Muscle strength evaluations after ACL reconstruction" *International Journal of Sports Medicine*, v. 28, n. 10, pp. 868-72.
- MORGAN, D., FUNK, M., CROSSLEY, M. *et al.*, 2007, "The potential of gait analysis to contribute to differential diagnosis of early stage dementia: current research and future directions". *Canadian Journal on Aging*, v. 26, n. 1, pp. 19-32.
- MUNIZ, A.M., MANFIO, E.F., ANDRADE, M.C. *et al.*, 2006, "Principal component analysis of vertical ground reaction force: a powerful method to discriminate normal and abnormal gait and assess treatment" *Conference Proceedings of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, v. 1, pp. 2683-2686.
- MUNIZ, A.M., NADAL, J., 2009, "Application of principal component analysis in vertical ground reaction force to discriminate normal and abnormal gait" *Gait & Posture*, v. 29, n. 1, pp.31-35.
- MUNIZ, A.M.S., 2007, *Quantificação da marcha humana utilizando análise de componentes principais para avaliação de procedimentos terapêuticos*. Tese de D.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- NADAL, J., 1991, *Classificação de Arritmias Cardíacas Baseada em Análise de Componentes Principais e Árvores de Decisão*. Tese de D.Sc., Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- NARAYANAN, U.G., 2007, "The role of gait analysis in the orthopaedic management of ambulatory cerebral palsy". *Current Opinion in Pediatrics*, v. 19, n. 1, pp, 38-43.

- NOVACHECK, T.F. STOUT, J.L., TERVO, R., 2000, "Reliability and validity of the Gillette Functional Assessment Questionnaire as an outcome measure in children with walking disabilities". *Journal of Pediatric Orthopedics*, v. 20, n. 1, pp. 75-81.
- NOYES, F.R., SCHIPPLEIN, O.D., ANDRIACCHI, T.P. *et al.*, 1992, "The anterior cruciate ligament-deficient knee with varus alignment. An analysis of gait adaptations and dynamic joint loadings", *American Journal of Sports Medicine*, v. 20, n. 6, pp. 707-716.
- O'CONNOR, C.M., THORPE, S.K., O'MALLEY, M.J. *et al.*, 2007, "Automatic detection of gait using events kinematic data", *Gait & Posture*, v. 25, n. 3, pp. 469-474.
- OATIS, C.A., 2009, *Mechanics and Pathomechanics of Human Movement*, 2 ed., Philadelphia, Lippincott Williams and Wilkins.
- OIESTAD, B.E., HOLM, I., GUNDERSON, R. *et al.*, 2010, "Quadriceps muscle weakness after anterior cruciate ligament reconstruction: A risk factor for knee osteoarthritis?", *Arthritis Care and Research*, v. 62, n. 12, pp. 1706-1714.
- ORNETTI, P., MAILLEFERT, J.F. LAROCHE, D. *et al.*, 2010, "Gait analysis as a quantifiable outcome measure in hip or knee osteoarthritis: a systematic review". *Joint, Bone & Spine*, v. 77, n. 5., pp. 421-425.
- PERRY, J. *Análise de Marcha. Volume 1: Marcha Normal.*, 2005, São Paulo, Manole.
- QUEEN, R.M., CARTER, J.E., ADAMS, S.B. *et al.*, 2011, "Coronal plane ankle alignment gait and end-stage ankle osteoarthritis", *Osteoarthritis and Cartilage*, v. 19, n. 11, pp. 1338-1342.
- READ, H.S., HAZLEWOOD, M.E. HILLMAN, S.J. *et al.*, 2003, "Edinburg visual gait score for use in cerebral palsy". *Journal of Pediatric Orthopedics*, v. 23, n.3 , pp. 296-301.
- REEVES, N.D., BOWLING, F.L., 2011, "Conservative biomechanical strategies for knee osteoarthritis". *Nature Reviews. Rheumatology*, v. 7, n. 2, pp. 113-122.
- RIVEST, L.P., 2005, "A correction for axis misalignment in the joint angle curves representing knee movement in gait analysis". *Journal of Biomechanics*, v. 38, n. 8, pp. 1604-1611.
- ROBERTS, C.S., RASH, G.S., HONASKER, J.T. *et al.*, 1999, "A deficient anterior cruciate ligament does not lead to quadriceps avoidance gait", *Gait & Posture*, v. 10, n. 3, pp. 189-199.
- ROMEI, M., GALLI, M., MOTTA, F. *et al.*, 2004, "Use of the normalcy index for the evaluation of gait pathology". *Gait & Posture*, v. 19, n. 1, pp. 85-90.

- RUDOLPH, K.S., AXE, M.J., SNYDER-MACKLER, L., 2000, "Dynamic stability after ACL injury: who can hop?", *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, v. 8, n. 5, pp. 262-269.
- RUDOLPH, K.S., AXE, M.J., BUCHANAN, T.S. *et al.*, 2001, "Dynamic stability in the anterior cruciate ligament deficient knee", *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, v. 9, n. 2, pp. 62-71.
- RUDOLPH, K.S., EASTLACK, M.E., AXE, M.J. *et al.*, 1998, "Movement patterns after anterior cruciate ligament injury: a comparison of patients who compensate well for the injury and those who require operative stabilization." *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 8, n. 6, pp. 349-362.
- RUTHERFORD, D.J., HUBLEY-KOZEY, C.L., STANISH, W.D. 2010, "The neuromuscular demands of altering foot progression angle during gait in asymptomatic individuals and those with knee osteoarthritis". *Osteoarthritis & Cartilage*, v. 18, n. 5, pp. 654-661.
- RUTHERFORD, D.J., HUBLEY-KOZEY, C.L., DELUZIO, K.J. *et al.*, 2008, "Foot progression angle and the knee adduction moment: a cross-sectional investigation in knee osteoarthritis". *Osteoarthritis & Cartilage*, v. 16, n. 8, pp. 883-889.
- RUTZ, E., BAKER, R., TIROSH, O. *et al.*, 2011, "Tibialis anterior tendon shortening in combination with Achilles tendon lengthening in spastic equinus in cerebral palsy", *Gait & Posture*, v. 33, n. 2, pp. 152-157.
- SCANLAN, S.F., CHAUDHARI, A.M. DYRBY, C.O. *et al.*, 2010, "Differences in tibial rotation during walking in ACL reconstructed and healthy contralateral knees". *Journal of Biomechanics*, v. 43, n. 9, pp. 1817-1822.
- SCHACHE, A.G., BAKER, R., LAMOREUX, L.W., 2006, "Defining the knee joint flexion-extension axis for the purposes of quantitative gait analysis: an evaluation of methods". *Gait & Posture*, v. 24, n. 1, pp. 100-109.
- SCHUTTE, L.M., NARAYANAN, U., STOUT, J.L. *et al.*, 2000, "An index for quantifying deviations from normal gait", *Gait & Posture*, v. 11, n. 1, pp. 25-31.
- SCHWARTZ, M.H., ROZUMALSKI, A. 2008, "The gait deviation index: a new comprehensive index of gait pathology". *Gait & Posture*, v. 28, n. 3, pp. 351-357.
- SHELBOURNE, K.B., PANDY, M.G., TORRY, M., 2004, "Comparison of shear forces and ligament loading in the healthy and ACL deficient knee during gait", *Journal of Biomechanics*, v. 37, n. 3, pp. 313-319.
- SHI, D., WANG, Y., AI, Z., 2010, "Effect of anterior cruciate ligament reconstruction on biomechanical features of knee in level walking: a meta-analysis". *Chinese Medical Journal*, v. 123, n. 21, pp. 3137-3142.

- SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M.H., 1995, “*Motor control: theory and practical applications*”. Baltimore: Williams & Wilkins.
- SHUMWAY-COOK, A., GRUBER, W., BALDWIN, M. *et al.*, 1997, “The effect of multidimensional exercises on balance, mobility and fall risk in community-dwelling older adults”. *Physical Therapy*, v. 77, n. 1, pp. 46-57.
- SIMON, S.R., 2004, “Quantification of human motion: gait analysis- benefits and limitation to its application to clinical problems”. *Journal of Biomechanics*, v. 37, n. 12, pp. 1869-1880.
- SOLOMONOW, M., 2006, “Sensory-Motor control of ligaments and associated neuromuscular disorders”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.16, n. 6, pp. 549-567.
- SOLOMONOW, M., KROGSGAARD, M., 2001, Sensory-motor control of knee stability. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sport*, v. 11, n. 2, pp. 64-80, 2001.
- STERGIOU, N., HARBOURNE, R.T., CAVANAUGH, J.T., 2006, “Optimal movement variability: a new theoretical perspective for neurologic physical therapy”, *Journal of Neurologic Physical Therapy*, v. 30, n. 3, pp. 120–129.
- STERGIOU, N., RISTANIS, S., MORAITI, C. *et al.*, 2007, “Tibial rotation in anterior cruciate ligament (ACL) deficient and ACL reconstructed knee: a theoretical proposition for the development of osteoarthritis”. *Sports Medicine*, v. 37, n. 7, pp. 601-613.
- TORRY MR, DECKER MJ, ELLIS HB *et al.*, 2004, “Mechanisms of compensating for anterior cruciate ligament deficiency during gait”, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 36, n. 8, pp. 1403-1412.
- TRUONG, W.H., ROZUMALSKI, A., NOVACHECK, T.F. *et al.*, 2011, “Evaluation of conventional selection criteria for psoas lengthening for individuals with cerebral palsy: a retrospective, case-controlled study”. *Journal of Pediatric Orthopedics*, v. 31, n. 5, pp. 534-540.
- TSIVGOULIS, S.D., TZAGARAKIS, G.K., PAPAGELOPOULOS, P.J. *et al.*, 2011, “Pre-operative versus post-operative gait variability in patients with acute anterior cruciate ligament deficiency”. *Journal of International Medical Research*, v. 39, n. 2, pp. 580-593.
- TULCHIN, K. CAMPBELL, S., BROWNE, R. *et al.*, 2009, “Effect of sample size and reduced number of principal components on the Gillette Gait Index”. *Gait & Posture*, v. 29, n. 4, pp. 526-529.
- VAN DEN NOORT, J.C., VAN DER ESCH, M., STEULTJENS, M.P. *et al.*, 2012, “The knee adduction moment measured with an instrumented force shoe in

patients with knee osteoarthritis". *Journal of Biomechanics*, v. 45, n. 2, pp. 281-288.

VAN GRINSVEN, S., VAN CINGEL, R.E., HOLLA, C.J. *et al.*, 2010, Evidence-based rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, v. 18, n. 8, pp. 1128-1244.

VAUGHAN, C.L., DAVIS, B.L., O'CONNOR J.C., 1999, *Dynamics of Human Gait*, Cape Town, Kiboho Publishers.

WATTS, H.G., 1994, "Gait laboratory analysis for preoperative decision making in spastic cerebral palsy: Is it all it's cracked up to be?", *Journal of Pediatric Orthopedics*, v. 14, n. 6, pp. 703-704.

WEBSTER, K.E., FELLER, J.A., 2011 "Alterations in joint kinematics during walking following hamstring and patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction surgery", *Clinical Biomechanics*, v. 26, n. 2, pp. 175-180.

WEBSTER, K.E., WITTEW, J.E., O'BRIEN, J. *et al.*, 2005, "Gait patterns after anterior cruciate ligament reconstruction are related to graft type", *American Journal of Sports Medicine*, v. 33, n. 2, pp. 247-254.

WEXLER, G., HURWITZ, D.E., BUSH-JOSEPH, C.A. *et al.*, 1998, "Functional gait adaptations in patients with anterior cruciate ligament deficiency over time", *Clinical Orthopedics and Related Research*, v. 348, pp. 166-175.

WHITNEY, S.L., HUDAK, M.T., MARCHETTI, G.F. 2000, "The dynamic gait index relates to self-reported fall history in individuals with vestibular dysfunctions", *Journal of Vestibular Research*, v. 10, n. 2, pp. 99-105.

WOO, S.L-Y., FOX, R.J., SAKANE, M. *et al.*, 1998, "Biomechanics of the ACL: Measurements of in situ force in the ACL and knee kinematics", *The Knee*, v. 5, n. 4, pp. 267-288.


WREN, T.A., GORTON, G.E., OUNPUU, S. *et al.*, 2011, "Efficacy of clinical gait analysis: a systematic review". *Gait & Posture*, v. 34, n. 2, pp. 149-153.

WRISLEY, D.M., MARCHETTI, G.F., KUHARSKY, D.K. *et al.*, 2004, "Reliability, internal consistency and validity of data obtained with the functional gait assessment", *Physical Therapy*, v. 84, n. 10, pp. 906-918.

ZATSIORSKY, V., 1998, *Kinematics of human motion*, Illinois, Human Kinetics Publishers.

## ANEXOS

### Anexo A: Carta de Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da UERJ

 **Universidade do Estado do Rio de Janeiro/Sr2**  
**Comissão de Ética em Pesquisa – COEP**  
Rua São Francisco Xavier, 524, bloco E, 3º andar, sala 3018 - Maracanã.  
CEP 20550-900 – Rio de Janeiro, RJ.  
E - mail: [etica@uerj.br](mailto:etica@uerj.br) - Telefone: (21) 2334 2180

**PARECER COEP 069/2010**

A Comissão de Ética em Pesquisa – COEP, em sua 9ª Reunião Ordinária em 07 de outubro de 2010, analisou o protocolo de pesquisa nº. **039.3.2010**, segundo as normas éticas vigentes no país para pesquisa envolvendo sujeitos humanos e emite seu parecer.

**Projeto de pesquisa:** “*Padrão neuromecânico de marcha de indivíduos submetidos à cirurgia de reconstrução do ligamento cruzado anterior*”  
**Pesquisador Responsável:** Luiz Alberto Batista  
**Instituição Responsável – Instituto de educação Física e Desportos- UERJ**  
**Área do Conhecimento:** 4.00 – Ciências da Saúde – 4.09 Educação Física  
**Palavras-chave:** Biomecânica; marcha; ligamento cruzado anterior; reconstrução cirúrgica; padrão de movimento


**Sumário:** Existem evidências de que após lesões do ligamento cruzado anterior, localizado no joelho (LCA), juntamente com a instabilidade mecânica gerada pelo processo traumático acontece uma importante atenuação na propriocepção e na resposta motora articular. Essas alterações promovem um quadro de instabilidade funcional e predispõe a ocorrência de novas lesões, iniciando um indesejável processo de sucessivas recidivas. Quando há necessidade de cirurgia, estudos mostram uma normalização do padrão de marcha no período logo após a cirurgia, já outros identificam a presença de alterações importantes, tanto na cinemática, quanto na atividade mioelétrica dos membros inferiores. Os dados sobre o padrão de marcha associados à lesão no LCA, disponíveis na literatura científica, são controversos e insuficientes. Há possibilidades de que as discrepâncias entre resultados sejam decorrentes de limitações metodológicas ainda não identificadas. O objetivo geral deste estudo é verificar os efeitos da reconstrução cirúrgica do LCA sobre o padrão neuromecânico da marcha. Serão considerados pessoas com lesão no LCA e pessoas que foram submetidas a reconstrução do LCA. Os resultados obtidos dos testes com esses dois grupos serão comparados. Os dados serão obtidos através de instrumentos não invasivos. Serão fixados eletrodos capazes de capturar a atividade elétrica gerada pelo músculo quando se contrai. E serão utilizadas duas câmeras para filmar a marcha dos participantes.

**Objetivo:** O objetivo geral deste estudo é verificar os efeitos da reconstrução cirúrgica do LCA sobre o padrão neuromecânico da marcha. Serão considerados pessoas com lesão no LCA e pessoas que foram submetidas a reconstrução do LCA. Os resultados obtidos dos testes com esses dois grupos serão comparados.

**Considerações Finais:** Após debate entre os membros, a COEP considerou que o projeto de pesquisa contém itens essenciais para o seu entendimento. O cronograma está adequado ao trabalho proposto. O TCLE contém a identificação dos pesquisadores, a instituição responsável pelo projeto e garante sigilo em relação à identificação dos participantes.

Após o atendimento à solicitação do Parecer COEP nº062/2010, a Comissão deliberou pela **aprovação** do projeto.

**Situação: Projeto Aprovado** Rio de Janeiro, 03 de novembro de 2010.

  
Prof. Dra. Célia Caldas  
Coordenadora da Comissão de Ética em Pesquisa/UERJ  
Mat 32.359-2

## **Anexo B: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**

Prezado Sr<sup>o</sup>(<sup>a</sup>),

Eu, Luiz Alberto Batista, MEd, DSc, professor e pesquisador da Universidade do Estado do Rio de Janeiro, e a equipe do Laboratório de Biomecânica e Comportamento Motor do Instituto de Educação Física e Desportos, vimos por meio desta convidar-te a participar do projeto de pesquisa intitulado “Padrão Neuromecânico da Marcha de Indivíduos Submetidos a Cirurgias de Reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior” que tem como finalidade estudar os efeitos da lesão e da reconstrução cirúrgica do Ligamento Cruzado Anterior, localizado no Joelho sobre o padrão da marcha de pessoas acometidas por essa lesão. A relevância de tal estudo se pauta que o desenvolvimento de lesões crônicas, como artrose do joelho, após essa lesão está relacionada a alterações na marcha.

Serão realizadas avaliações de marcha, administradas no Laboratório de Biomecânica e Comportamento Motor (Pavilhão João Lira Filho, 8º andar, bloco F, sala 8122), mensalmente. Todos os participantes passarão por testes antes e após o procedimento cirúrgico, realizados no próprio laboratório.

Utilizaremos um instrumento denominado eletromiógrafo de superfície, com o objetivo de examinar a atividade muscular durante a marcha, não sendo esta uma técnica invasiva. Além disso, filmaremos a execução dessa conduta para examinar o comportamento angular das articulações dos membros inferiores.

Você será esclarecido sobre a pesquisa em qualquer aspecto que desejar. Você poderá recusar-se a participar ou interromper a participação a qualquer momento que desejar.

A sua identidade será mantida em sigilo e os dados da pesquisa só serão utilizados para fins de investigação científica.

Os procedimentos adotados obedecem aos Critérios da Ética em Pesquisa com Seres Humanos conforme Resolução no. 196/96 do Conselho Nacional de Saúde. Nenhum dos procedimentos usados oferece risco à sua integridade física e/ou moral.

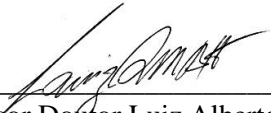
Os participantes não arcarão com nenhuma despesa, bem como nada será pago por sua participação.

Solicitamos que assine o termo abaixo consentindo com sua participação na referida investigação.

“Declaro que recebi uma cópia deste termo de consentimento livre e esclarecido e não tendo dúvidas relativas aos procedimentos adotados concordo com a minha participação, \_\_\_\_\_, neste estudo e autorizo o uso destes dados para efeitos de estudo e divulgação científica”.

---

Assinatura do participante na pesquisa



---

Professor Doutor Luiz Alberto Batista  
Pesquisador responsável  
Matrícula UERJ – 7073-0

Endereço do pesquisador: Laboratório de Biomecânica, Instituto de Educação Física e Desportos, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Campos Maracanã: Rua São Francisco Xavier, 524 – Maracanã – CEP: 20550-900, Prédio João Lyra Filho – oitavo andar – Bloco F – Sala 8122, Tel: 2587-7660.

“Caso você tenha dificuldade em entrar em contato com o pesquisador responsável, comunique o fato à Comissão de Ética em Pesquisa da UERJ: Rua São Francisco Xavier, 524, sala 3020, bloco E, 3º andar, - Maracanã - Rio de Janeiro, RJ, e-mail: [etica@uerj.br](mailto:etica@uerj.br) - Telefone: (021) 2569-3490.”



## Anexo C: Versão Brasileira do IKDC *Subjective Knee Form*

As respostas devem ser graduadas no mais alto nível de atividade que você acha que pode executar sem sintomas significativos, mesmo que você não esteja realizando-as regularmente.

### SINTOMAS

1. Qual é o mais alto nível de atividade física que você pode realizar sem sentir dor significativa no joelho?

- Atividade muito vigorosa (como saltar ou girar o tronco como no basquete ou futebol)
- Atividade vigorosa (como realizar exercícios físicos intensos como surfe, jogar vôlei ou tênis)
- Atividade moderada (como realizar exercícios físicos moderados na academia, correr ou trotar)
- Atividade leve (como andar, realizar trabalhos domésticos ou jardinagem)
- Incapaz de realizar qualquer uma das atividades acima em virtude da dor no joelho

2. Desde sua lesão ou durante as últimas quatro semanas, com que frequência você tem sentido dor?

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Nunca												Constantemente

3. Se você tiver dor, qual a intensidade?

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Sem dor												Pior dor imaginável

4. Desde a sua lesão ou durante as quatro últimas semanas quão rígido ou inchado esteve seu joelho?

- Nem um pouco
- Pouco
- Moderado
- Muito
- Extremamente

5. Qual é o mais alto nível de atividade física que você pode realizar sem que cause inchaço significativo no joelho?

- Atividade muito vigorosa (como saltar ou girar o tronco como no basquete ou futebol)
- Atividade vigorosa (como realizar exercícios físicos intensos como surfe, jogar vôlei ou tênis)
- Atividade moderada (como realizar exercícios físicos moderados na academia, correr ou trotar)
- Atividade leve (como andar, realizar trabalhos domésticos ou jardinagem)
- Incapaz de realizar qualquer uma das atividades acima em virtude do inchaço no joelho

6. Desde a sua lesão ou durante as últimas quatro semanas seu joelho já travou?

- Sim       Não

7. Qual é o mais alto nível de atividade física que você pode realizar sem falseio significativo no joelho?

- Atividade muito vigorosa (como saltar ou girar o tronco como no basquete ou futebol)
- Atividade vigorosa (como realizar exercícios físicos intensos como surfe, jogar vôlei ou tênis)
- Atividade moderada (como realizar exercícios físicos moderados na academia, correr ou trotar)
- Atividade leve (como andar, realizar trabalhos domésticos ou jardinagem)
- Incapaz de realizar qualquer uma das atividades acima em virtude do falseio no joelho

#### ATIVIDADES ESPORTIVAS

8. Qual é o mais alto nível de atividade física que você pode participar de forma regular?

- Atividade muito vigorosa (como saltar ou girar o tronco como no basquete ou futebol)
- Atividade vigorosa (como realizar exercícios físicos intensos como surfe, jogar vôlei ou tênis)
- Atividade moderada (como realizar exercícios físicos moderados na academia, correr ou trotar)
- Atividade leve (como andar, realizar trabalhos domésticos ou jardinagem)
- Incapaz de realizar qualquer uma das atividades acima em virtude do joelho

9. Quanto o seu joelho afeta a sua habilidade de:

		Sem Dificuldade	Fácil	Moderado	Difícil	Incapaz
a	Subir escadas					
b	Descer escadas					
c	Ajoelhar de frente					
d	Agachar					
e	Sentar com os joelhos dobrados					
f	Levantar-se de uma cadeira					
g	Correr para frente					
h	Saltar e aterrissar com a perna lesionada					
i	Frear e acelerar rapidamente					

*FUNÇÃO*

10. Em uma escala de 0 a 10 (sendo 10 normal e 0 incapaz de realizar suas atividades diárias), como você avaliaria o seu joelho?

Funcionalidade anterior a lesão no joelho:

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Não consegue executar nenhuma atividade da vida diária												Sem limitações nas atividades da vida diária

Funcionalidade atual do joelho:

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Não consegue executar nenhuma atividade da vida diária												Sem limitações nas atividades da vida diária

## Anexo D: Versão Brasileira do *Lower Extremity Functional Scale*

Estamos interessados em saber se você está tendo alguma dificuldade com as atividades listadas abaixo devido ao seu problema nos membros inferiores para o qual você está procurando tratamento. Por favor, assinale uma resposta para cada questão.

Hoje, você tem ou teria alguma dificuldade para:

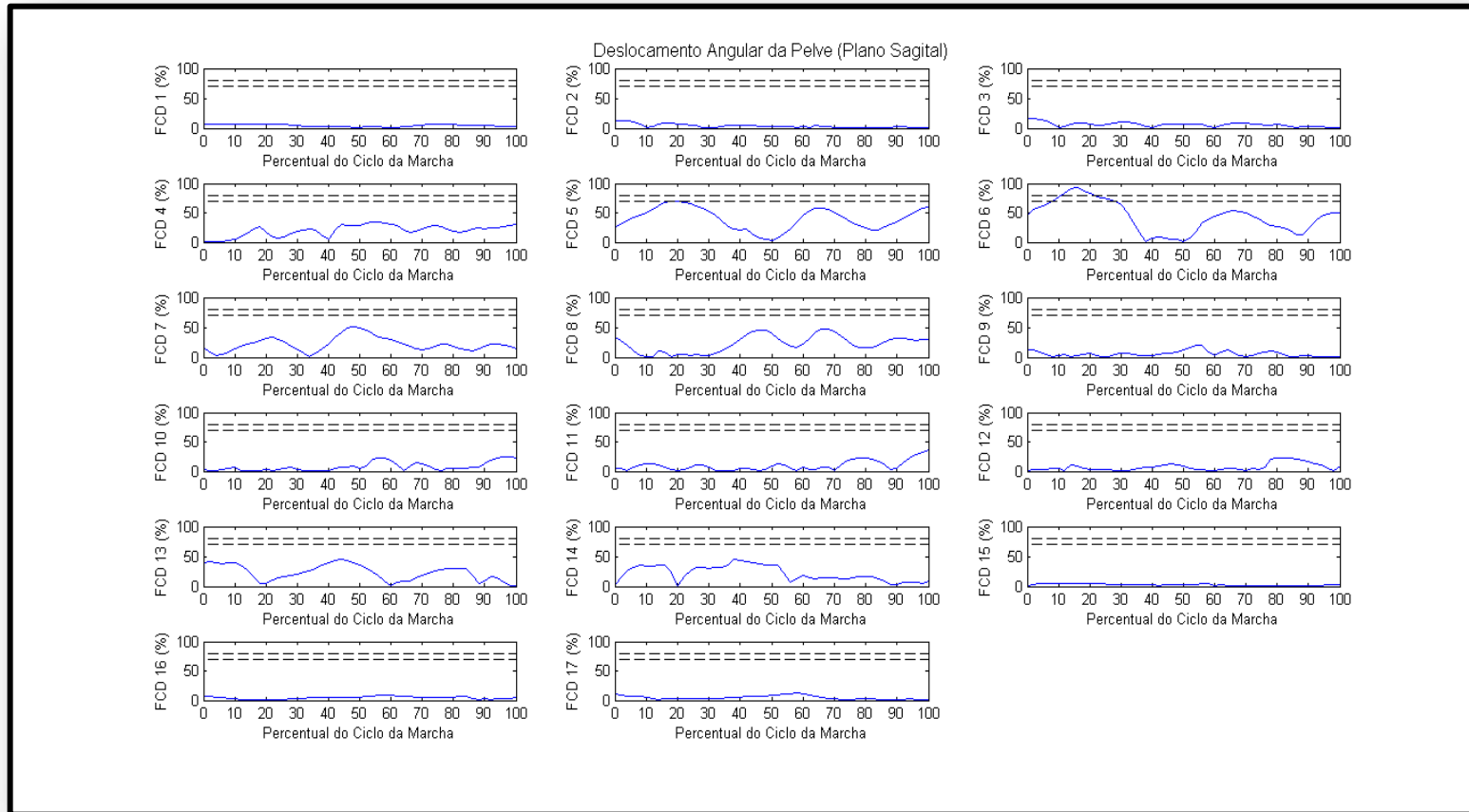
(Circule um número em cada linha)

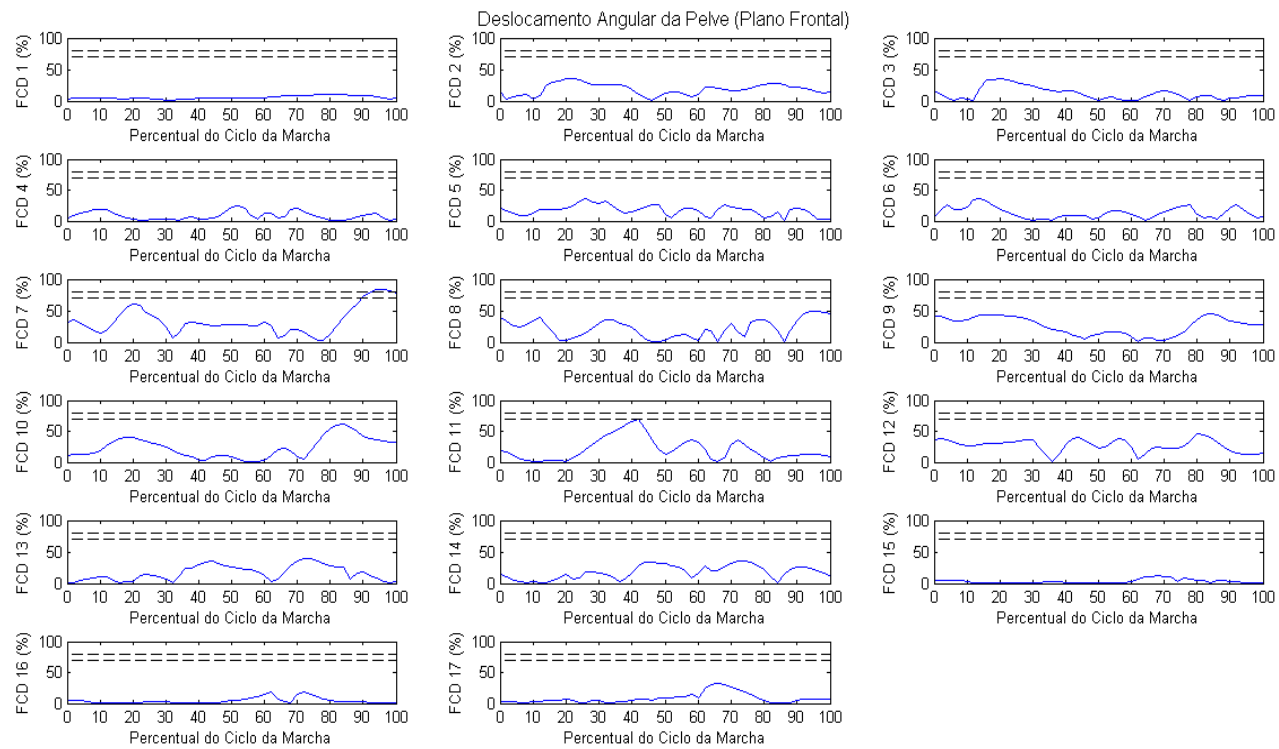
Atividade	Extremamente difícil ou incapaz de realizar a atividade	Bastante dificuldade	Dificuldade moderada	Um pouco de dificuldade	Sem dificuldade
a. Qualquer uma de suas atividades usuais no trabalho, em casa ou na escola.	0	1	2	3	4
b. Seus passatempos habituais, atividades recreativas ou esportivas.	0	1	2	3	4
c. Ultrapassar um obstáculo de 50cm de altura, como entrar ou sair de uma banheira.	0	1	2	3	4
d. Caminhar do quarto à sala.	0	1	2	3	4
e. Colocar o sapato ou as meias.	0	1	2	3	4
f. Ficar agachado (de cócoras).	0	1	2	3	4
g. Levantar um objeto, como uma sacola de compras, do chão.	0	1	2	3	4
h. Realizar atividades domiciliares leves.	0	1	2	3	4
i. Realizar atividades domiciliares pesadas.	0	1	2	3	4
j. Entrar ou sair do carro.	0	1	2	3	4
k. Caminhar dois quarteirões.	0	1	2	3	4
l. Caminhar 1 quilômetro.	0	1	2	3	4
m. Subir ou descer 10 degraus (1 lance de escada).	0	1	2	3	4
n. Ficar em pé por 1 hora.	0	1	2	3	4
o. Ficar sentado por 1 hora.	0	1	2	3	4
p. Correr em terreno plano.	0	1	2	3	4
q. Correr em terreno acidentado (irregular).	0	1	2	3	4
r. Fazer mudanças bruscas de direção enquanto corre rapidamente.	0	1	2	3	4
s. Dar pulinhos.	0	1	2	3	4
t. Rolar para mudar de lado na cama..	0	1	2	3	4

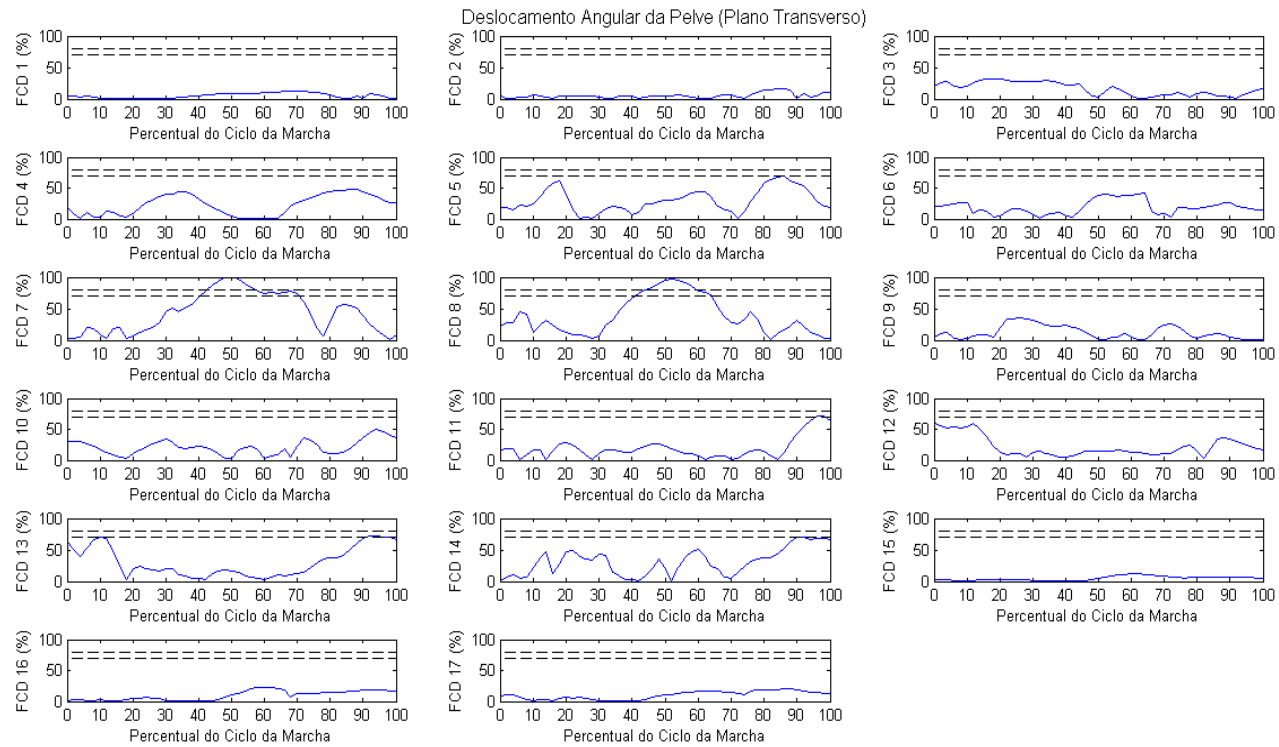
PONTUAÇÃO: /80

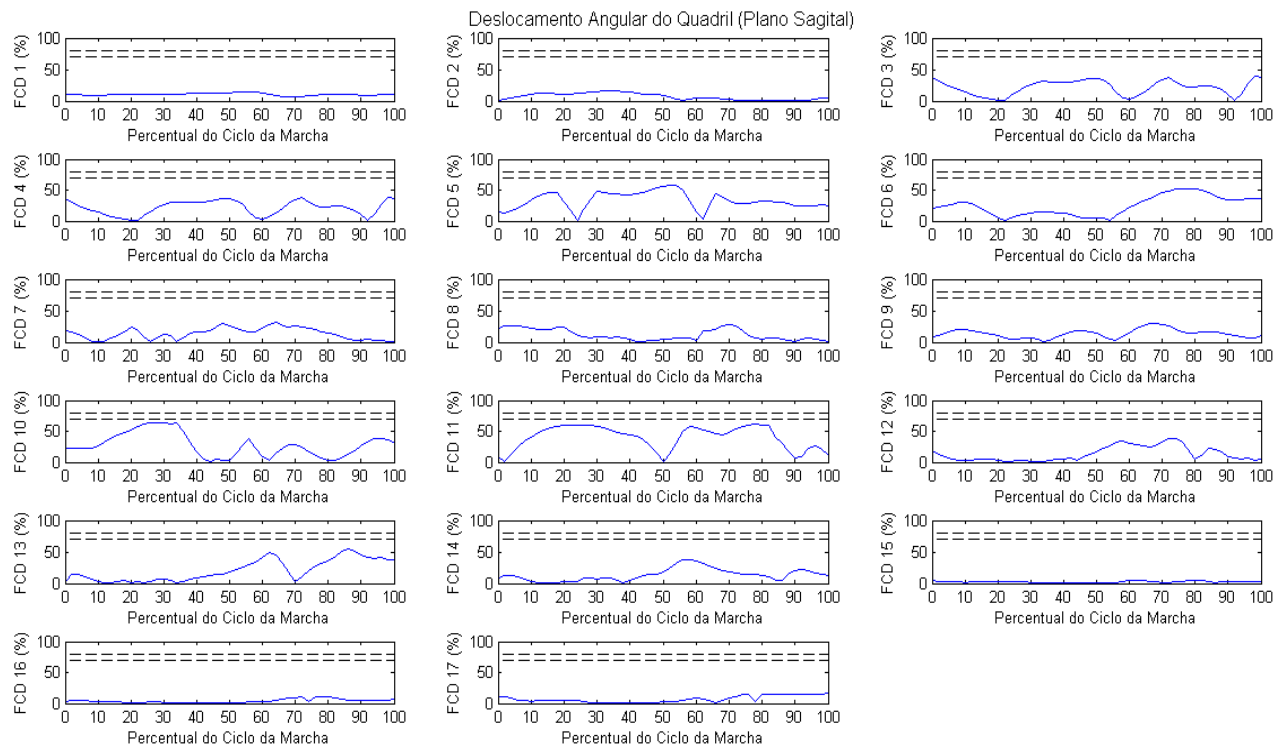
## Anexo E: Fatores de Carga Diferenciais

### Sujeito 1

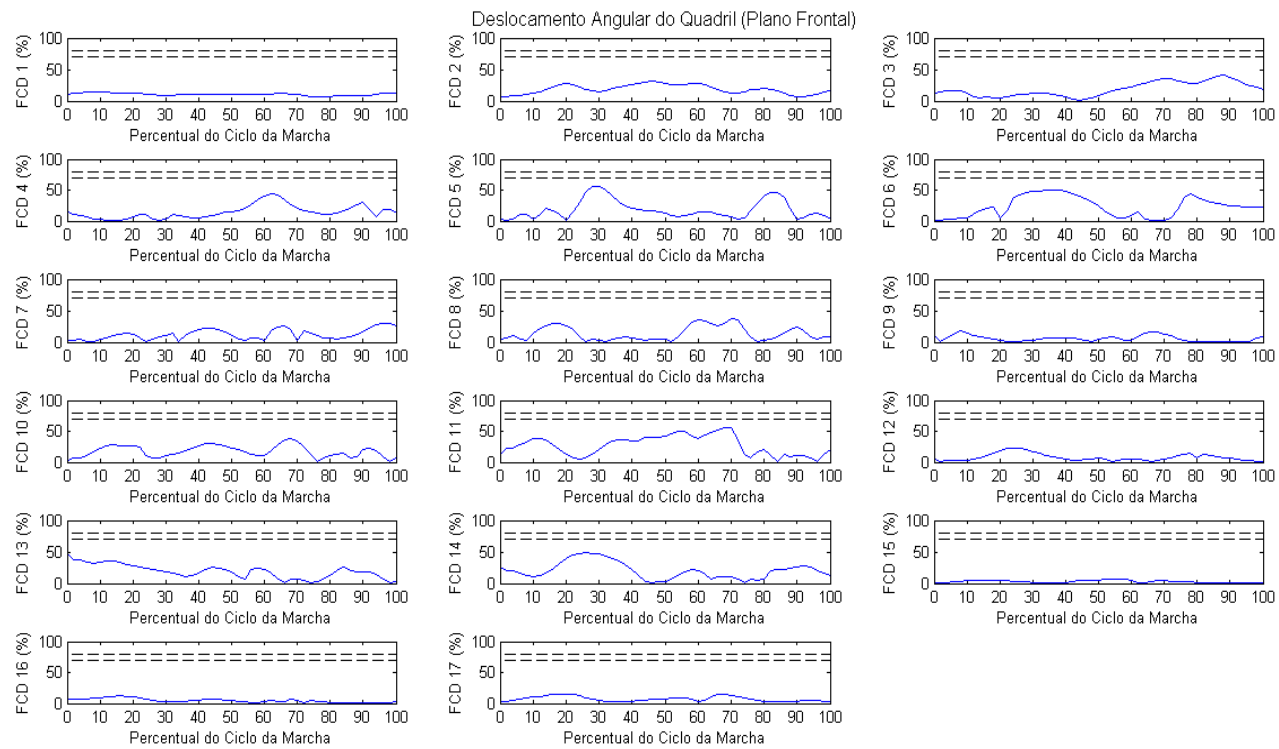


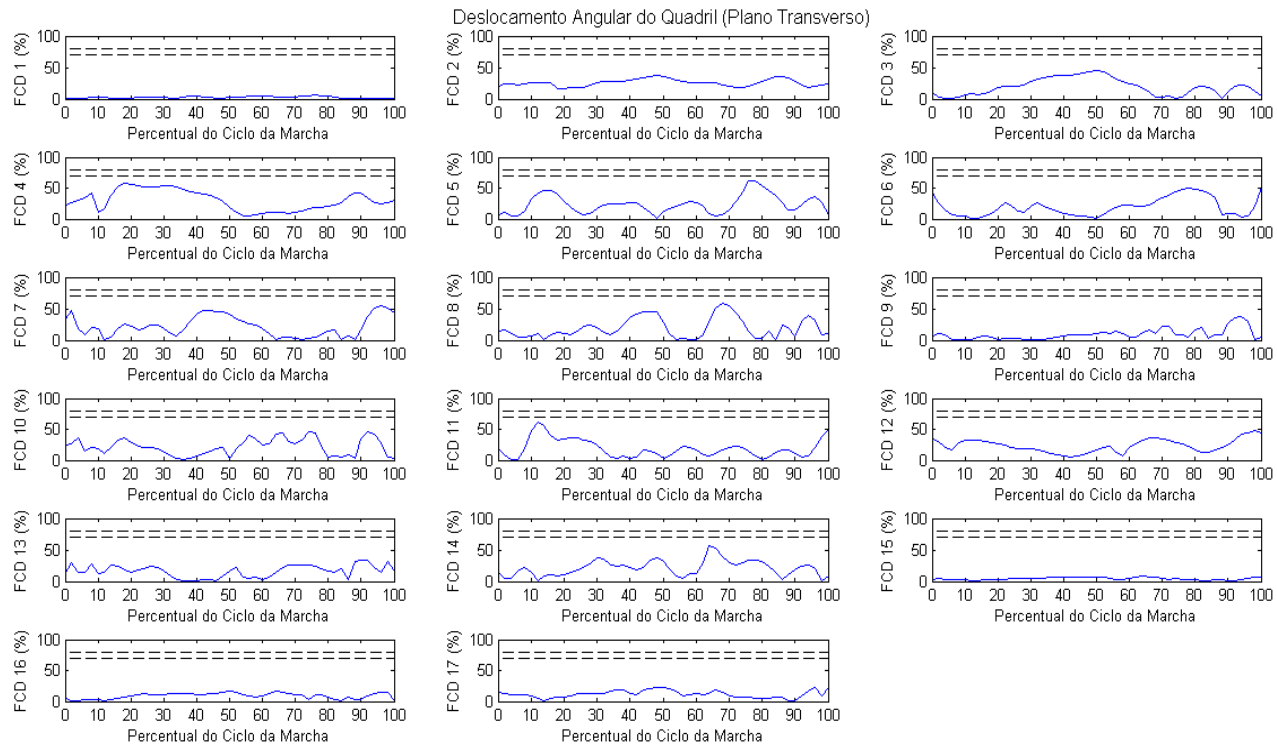


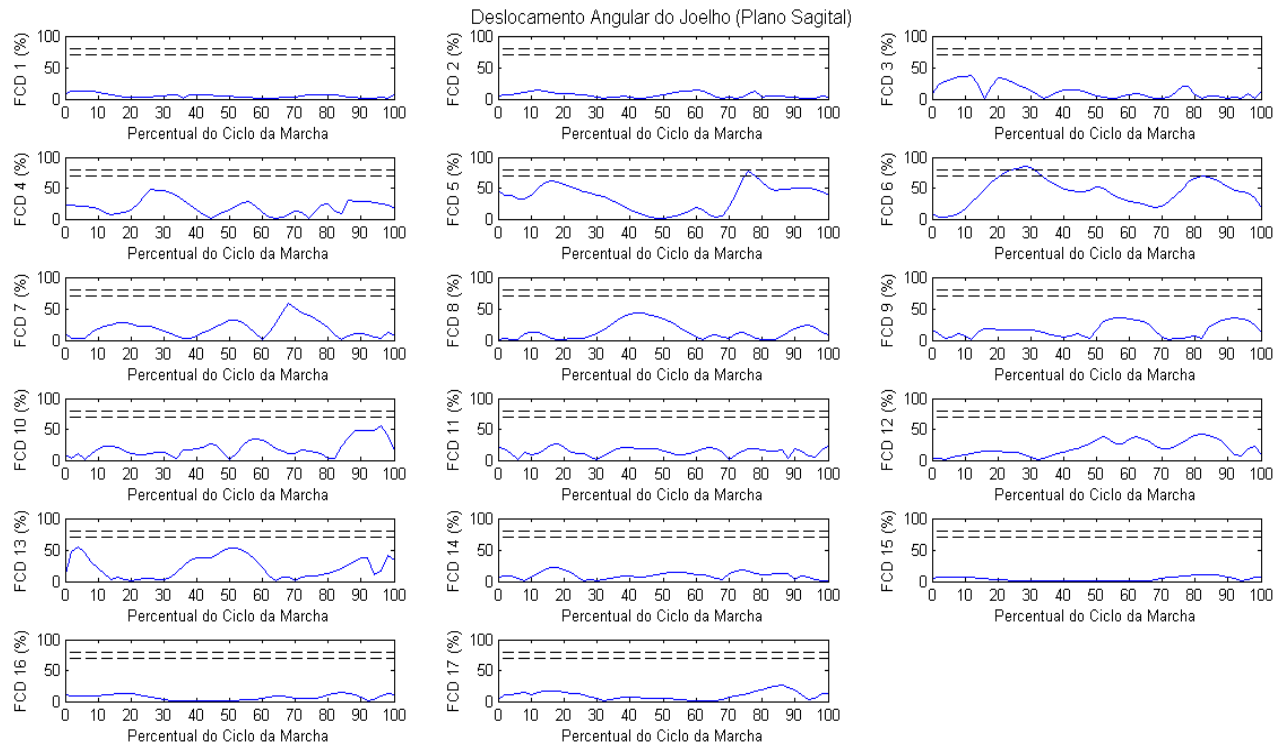


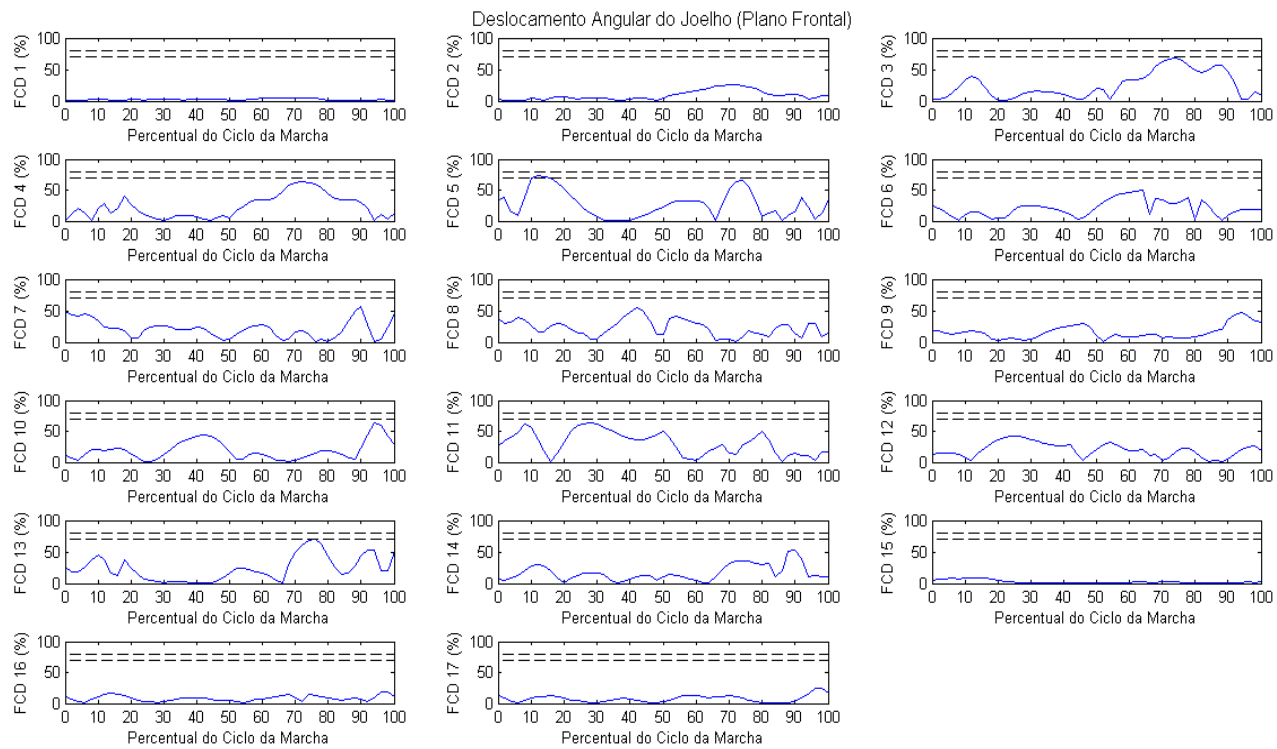


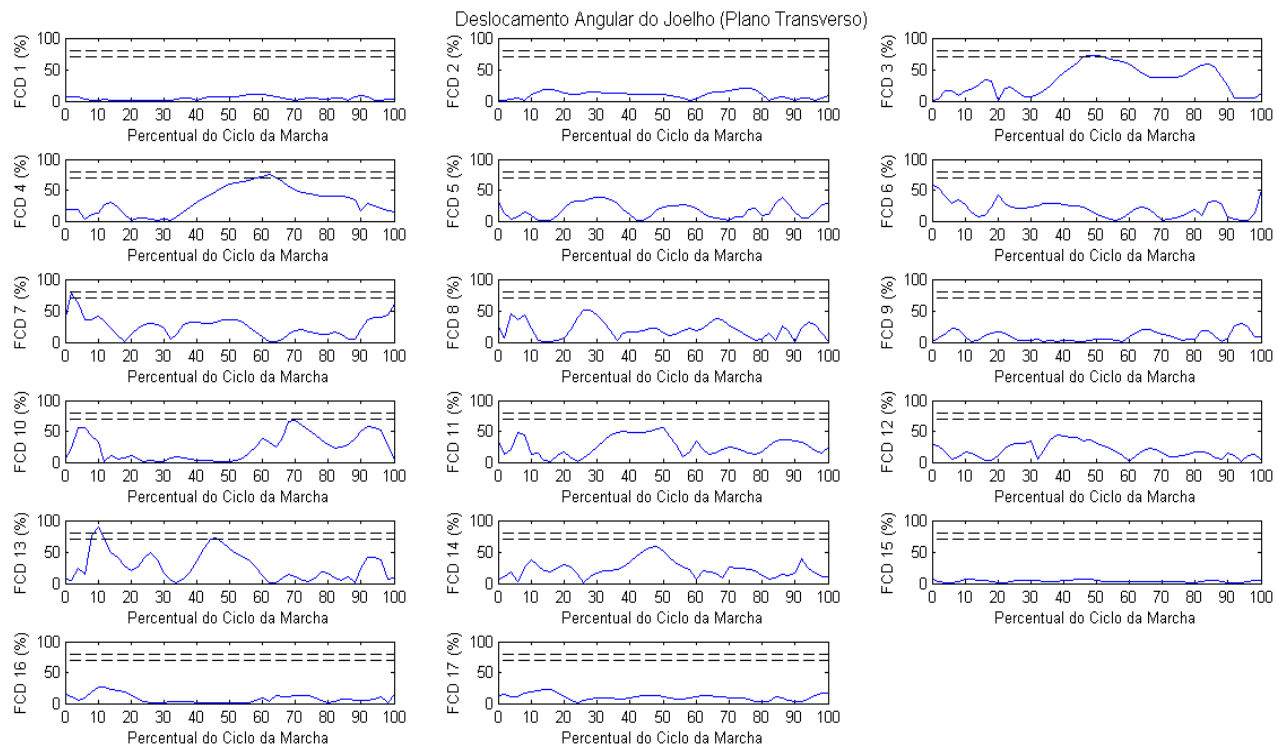


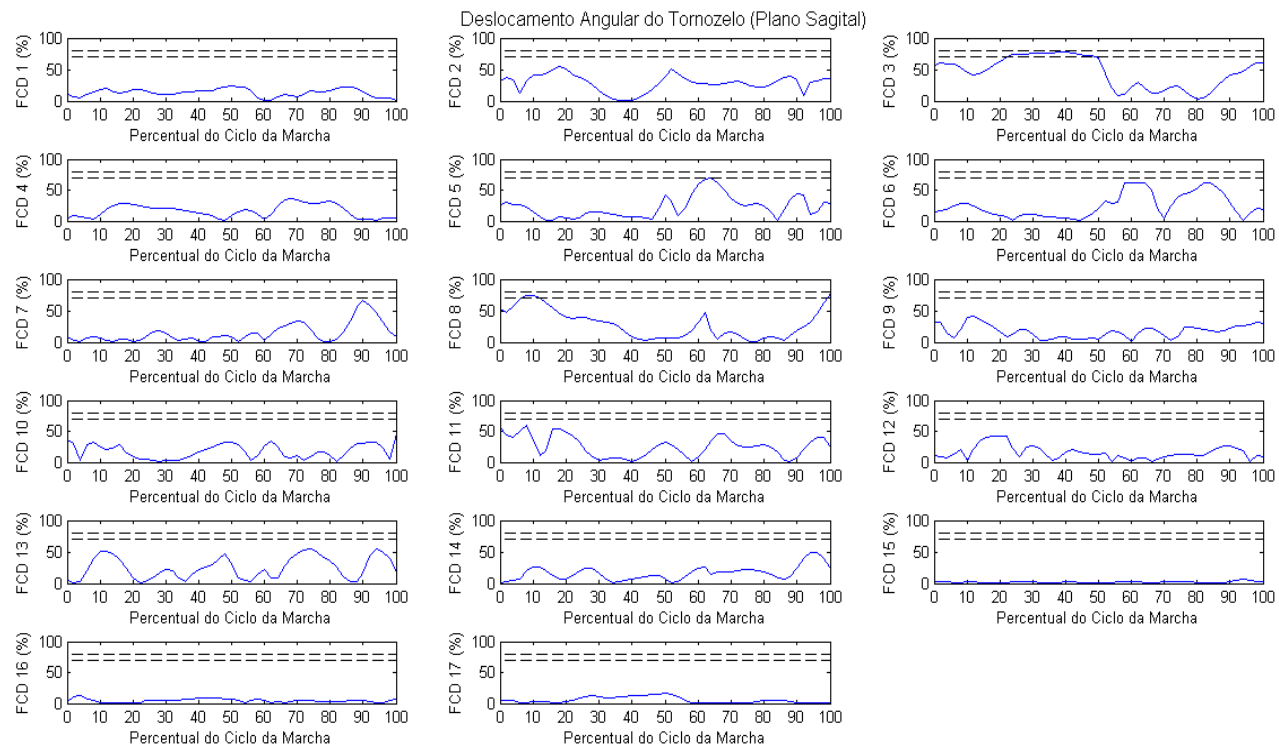


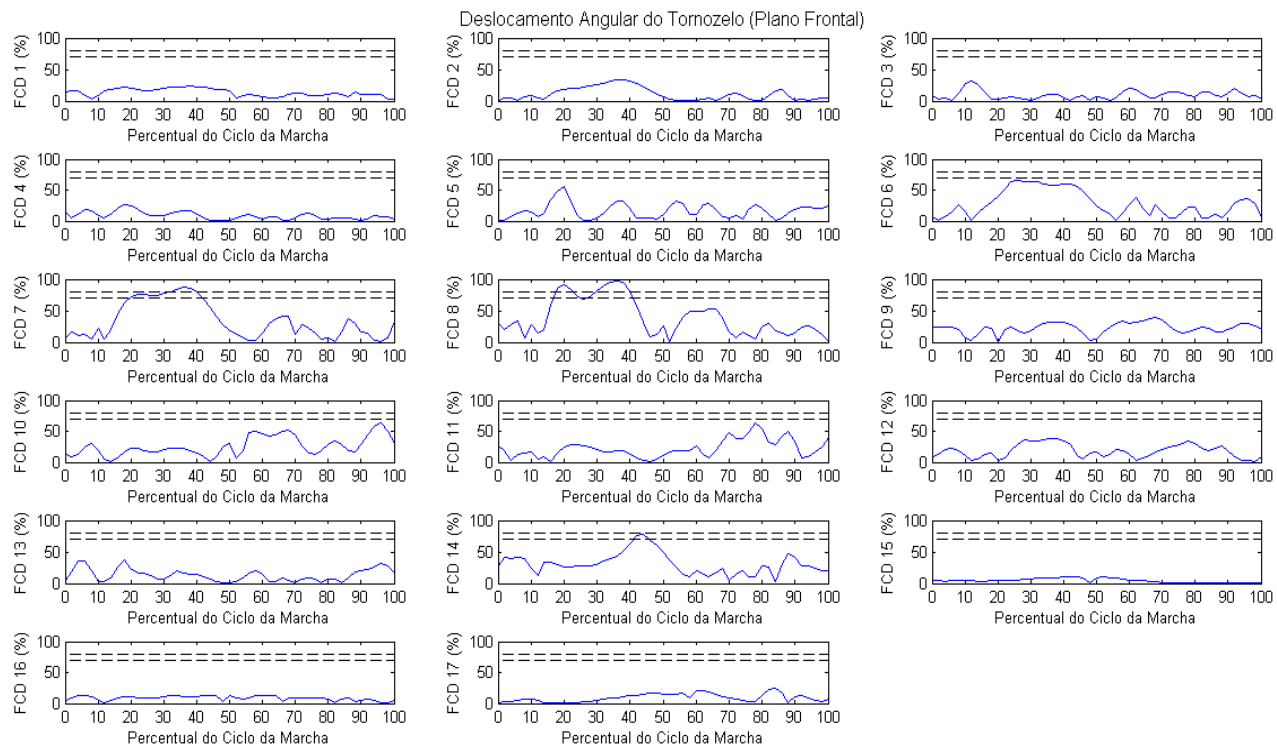




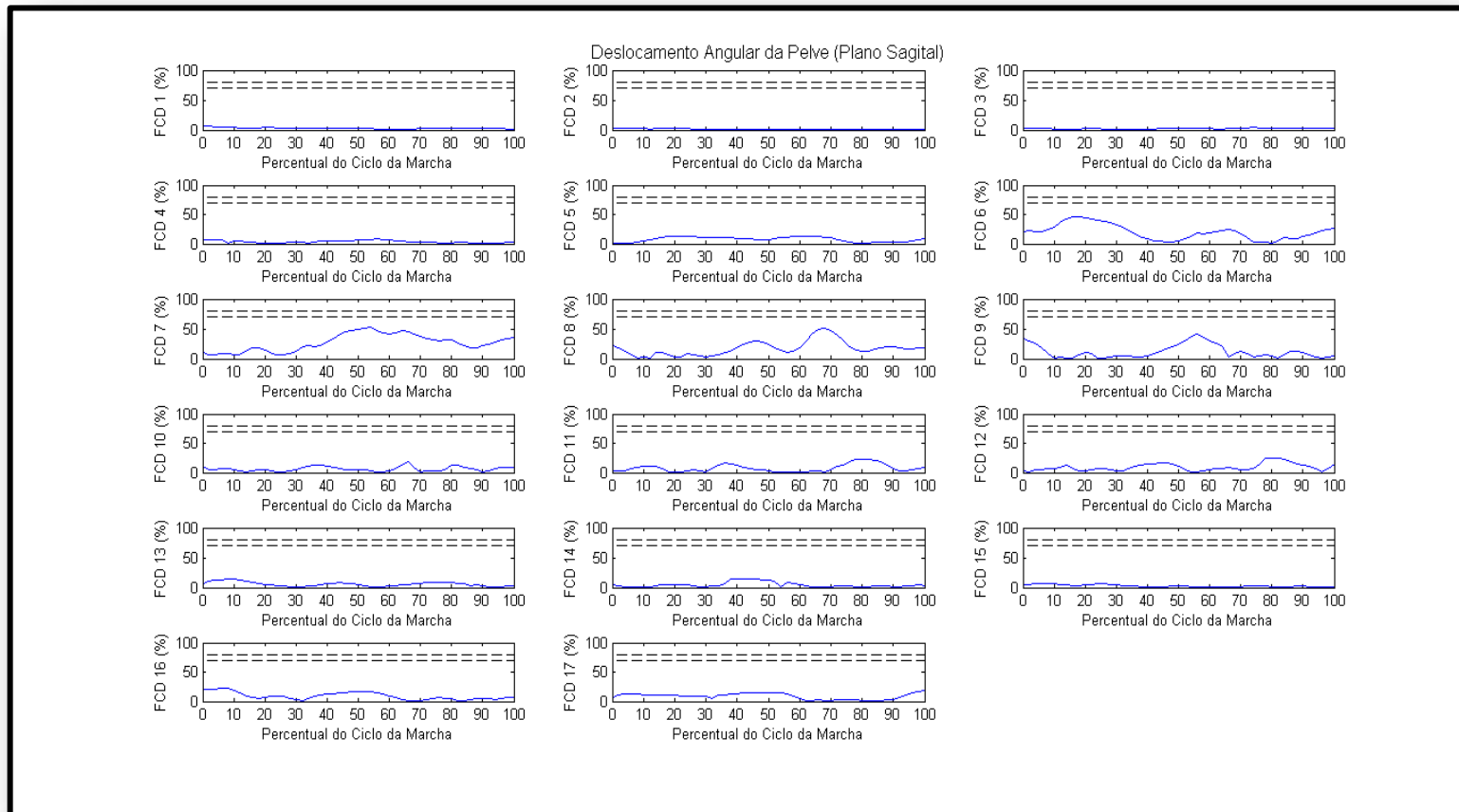




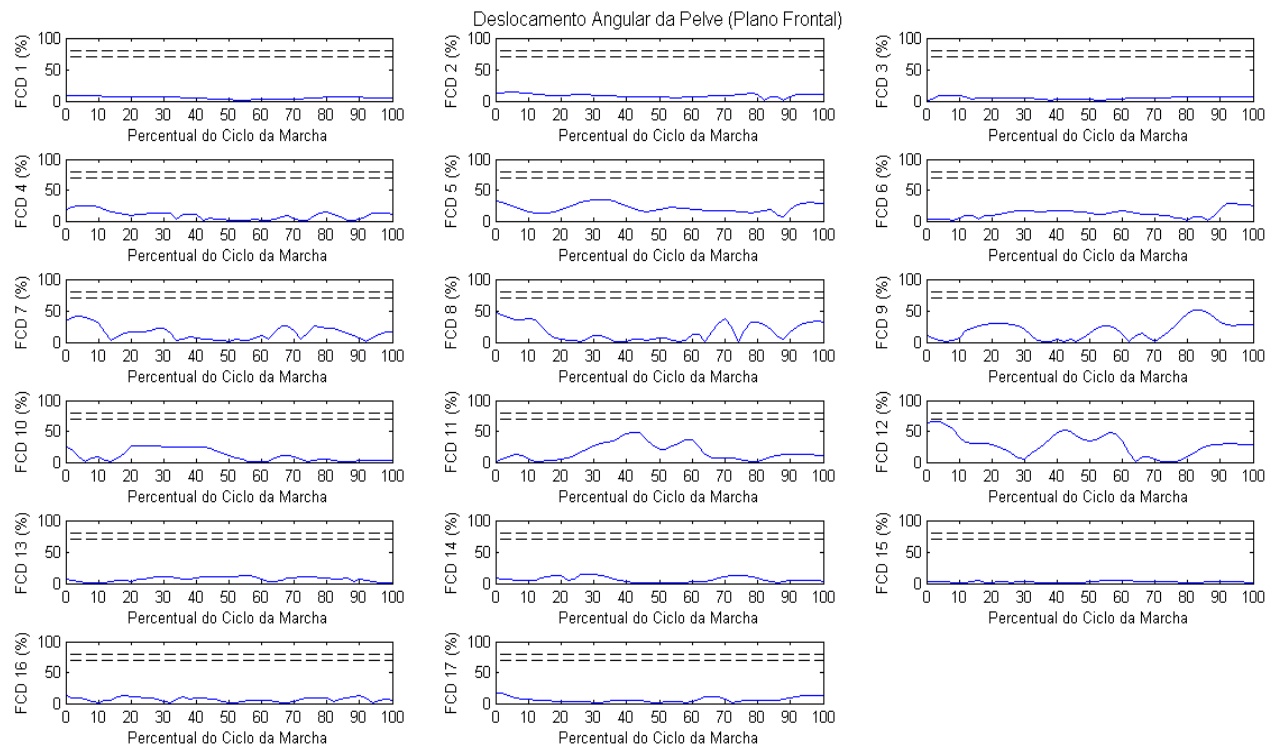


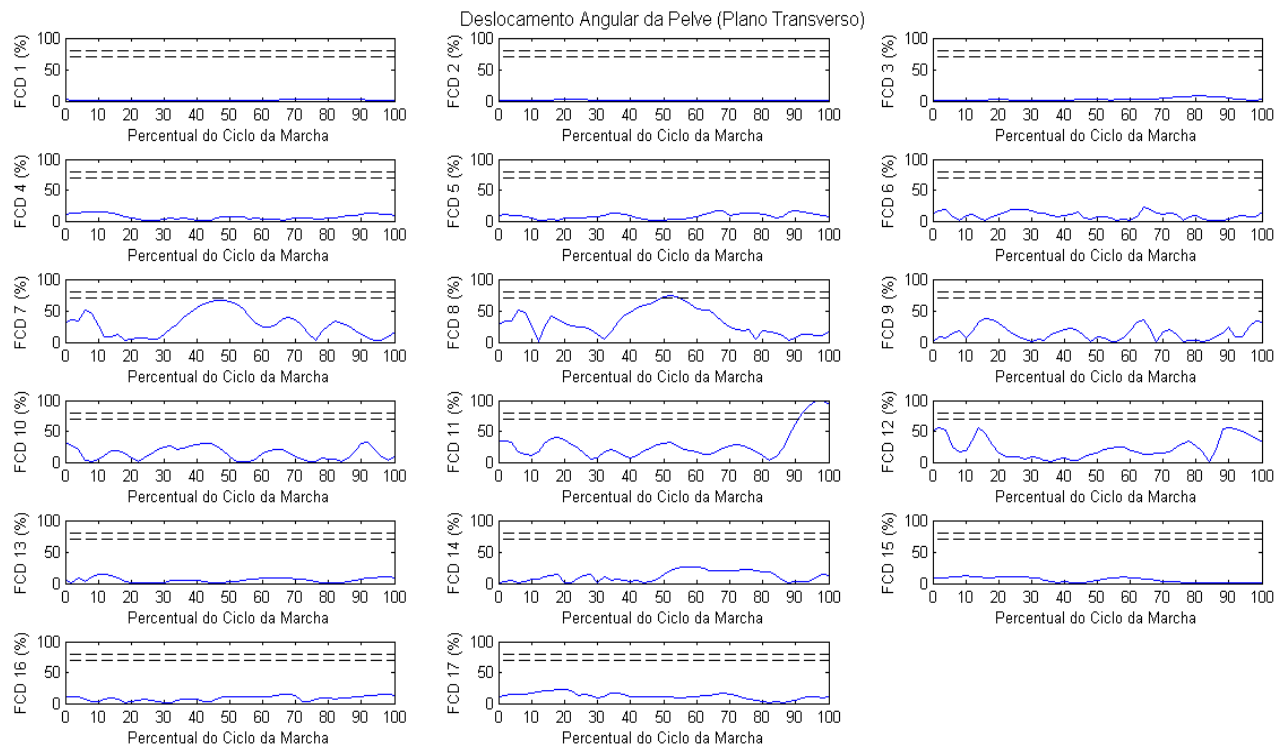


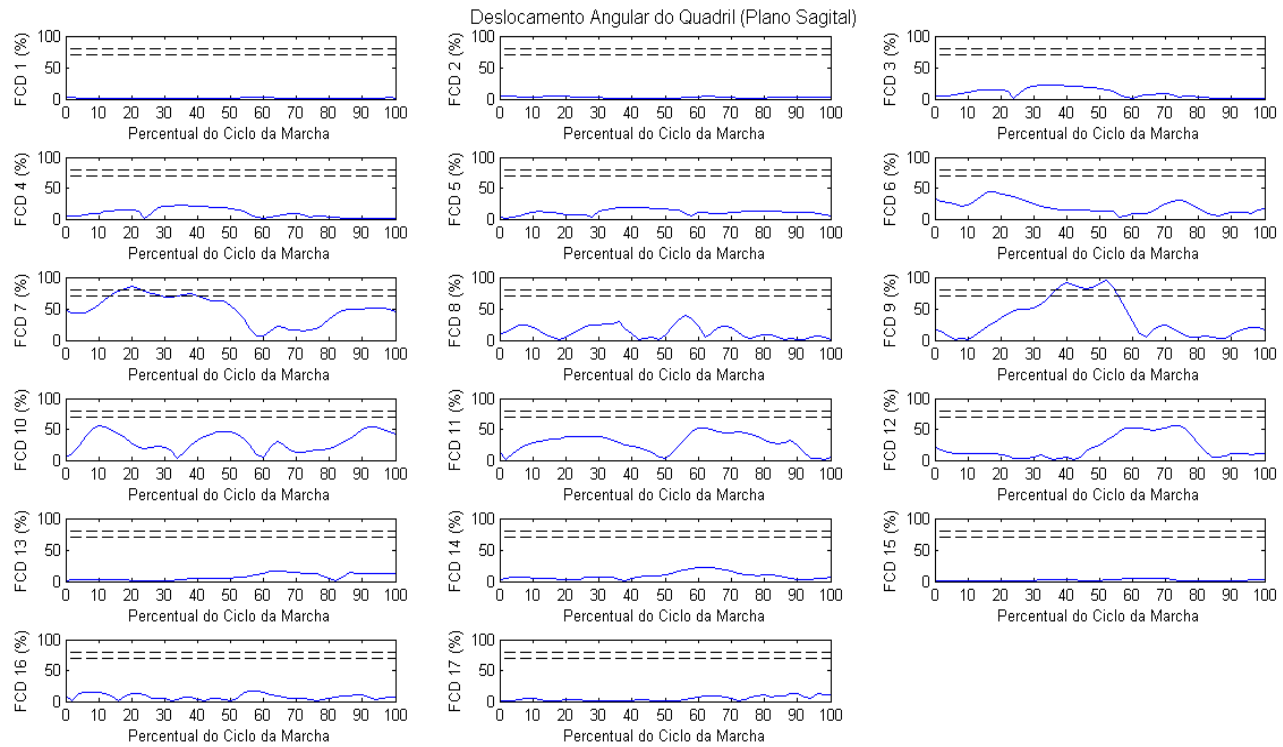
## Sujeito 2

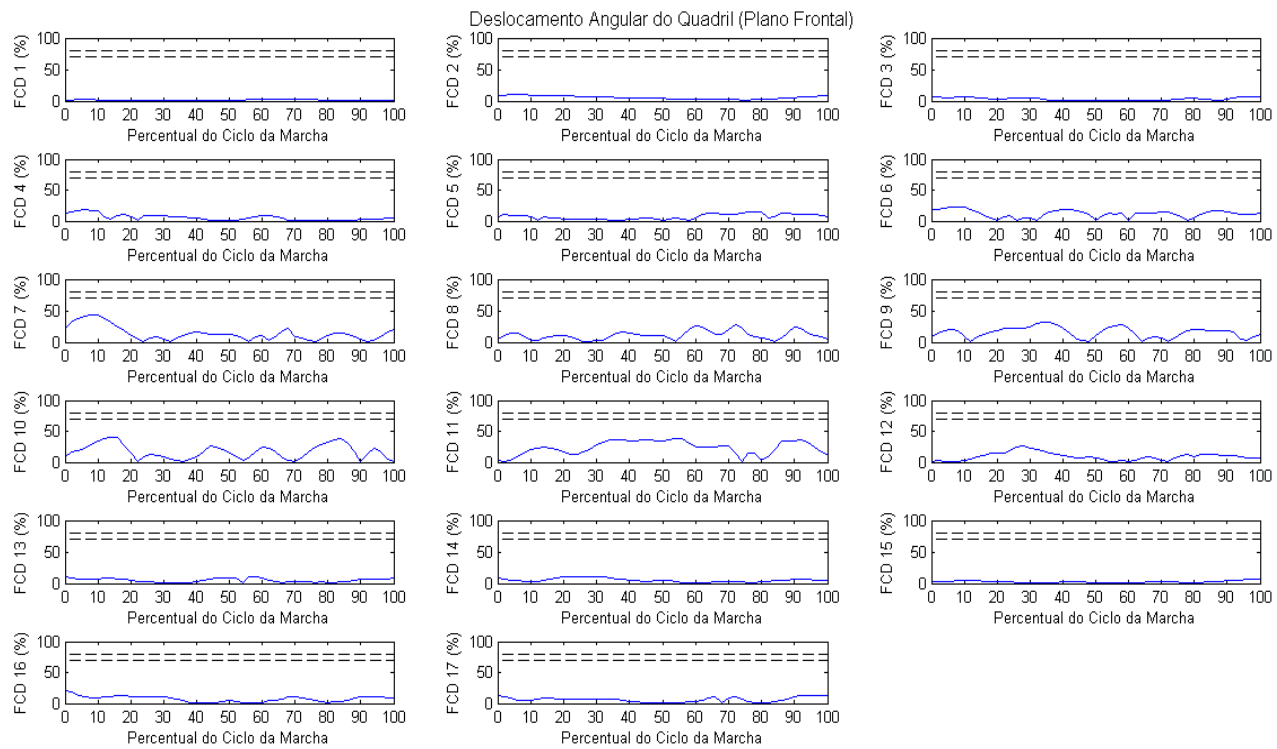


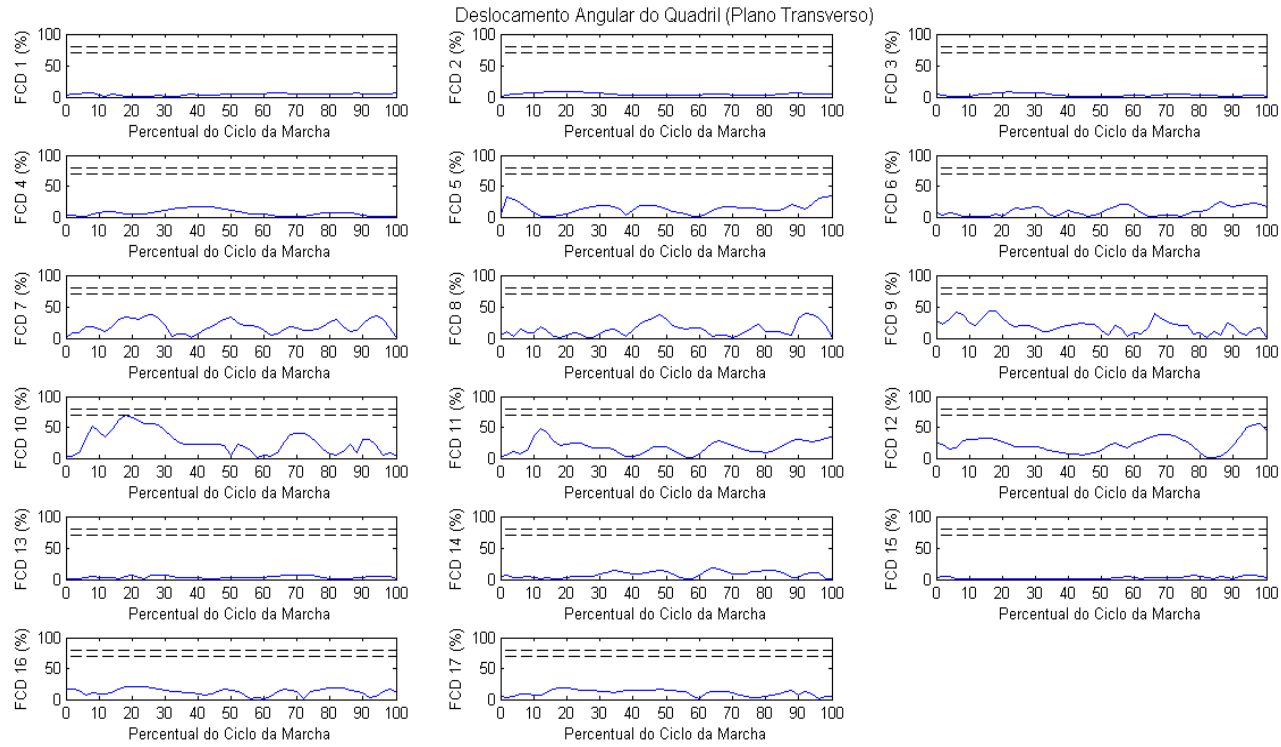


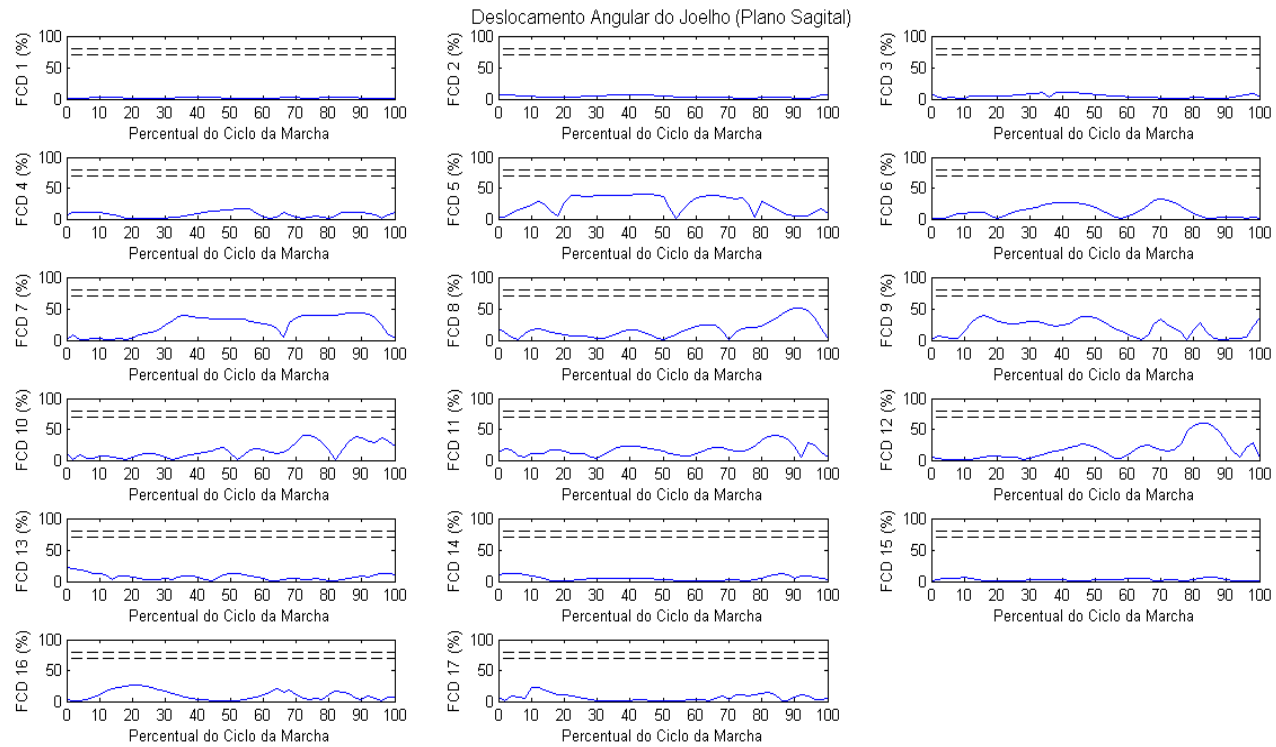


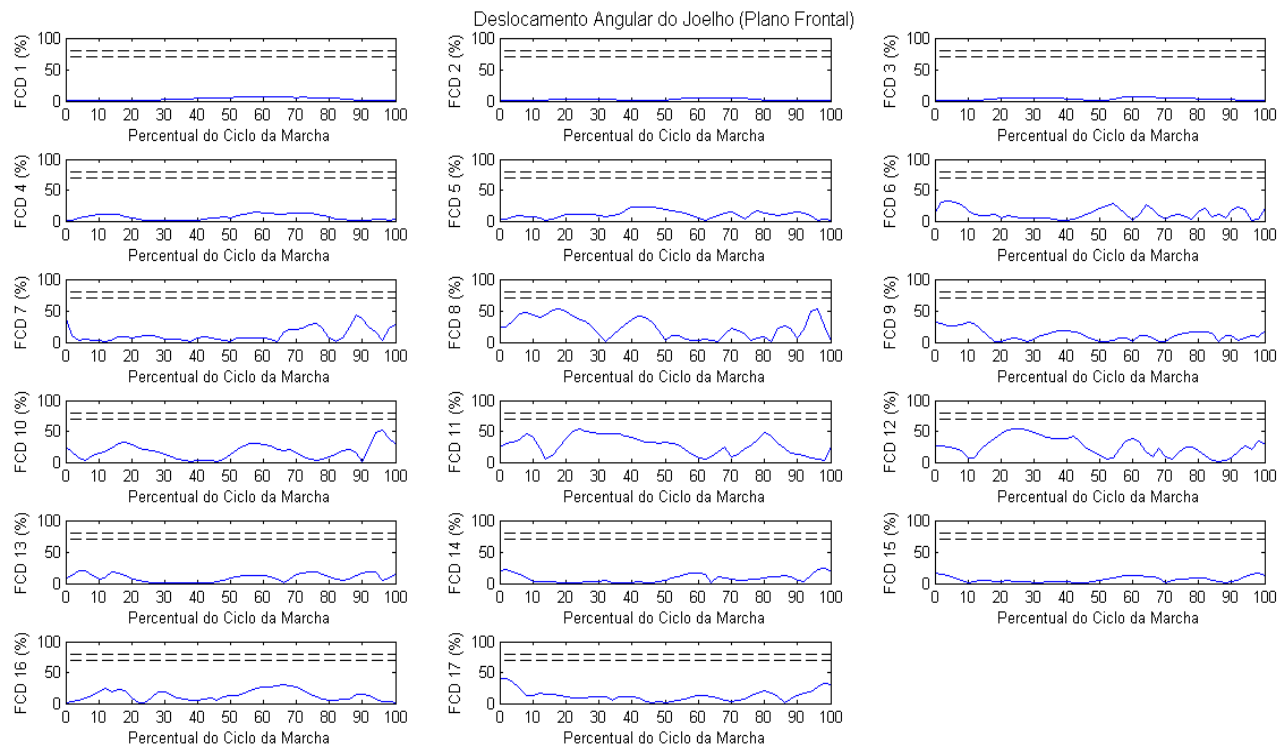


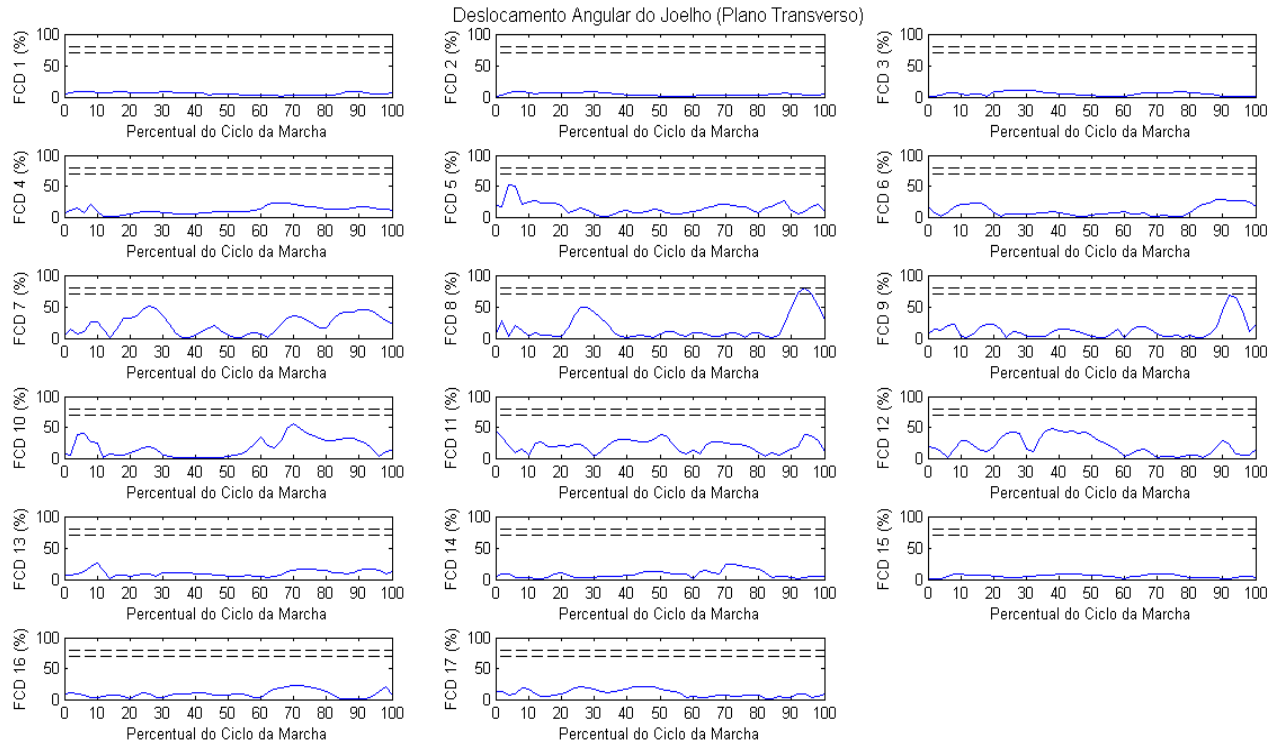




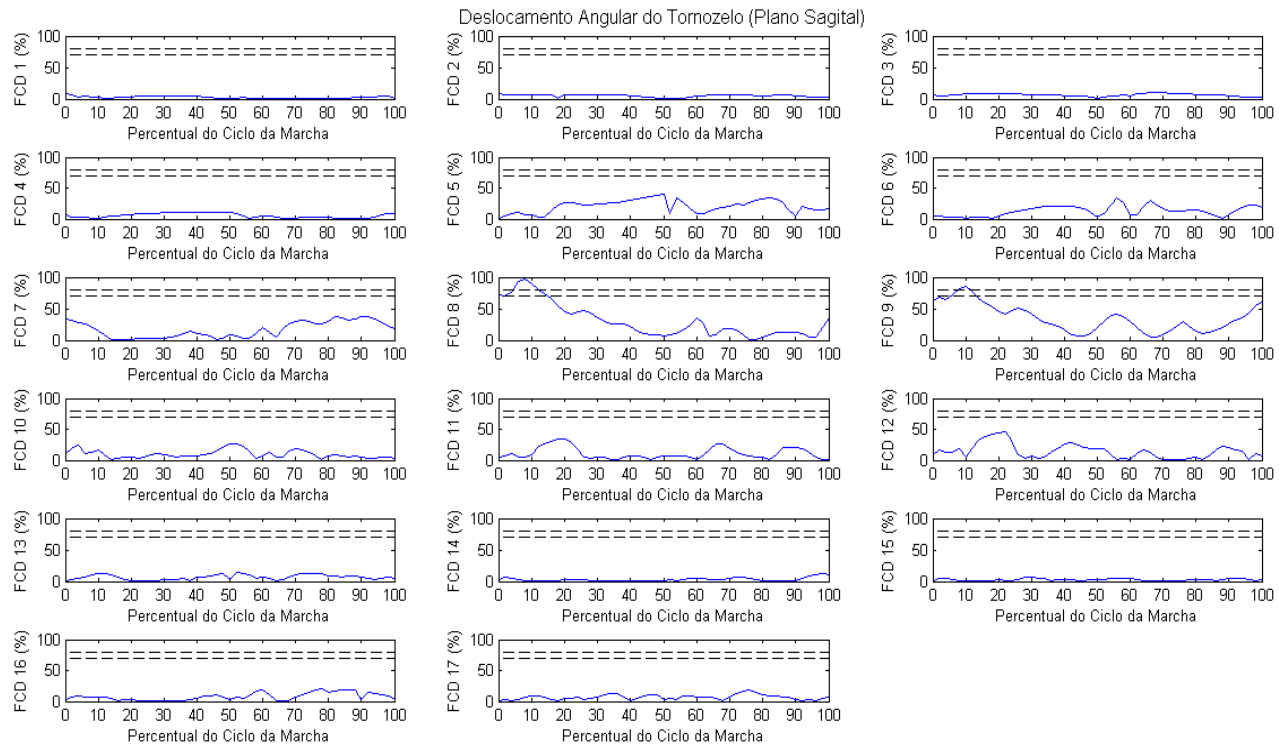


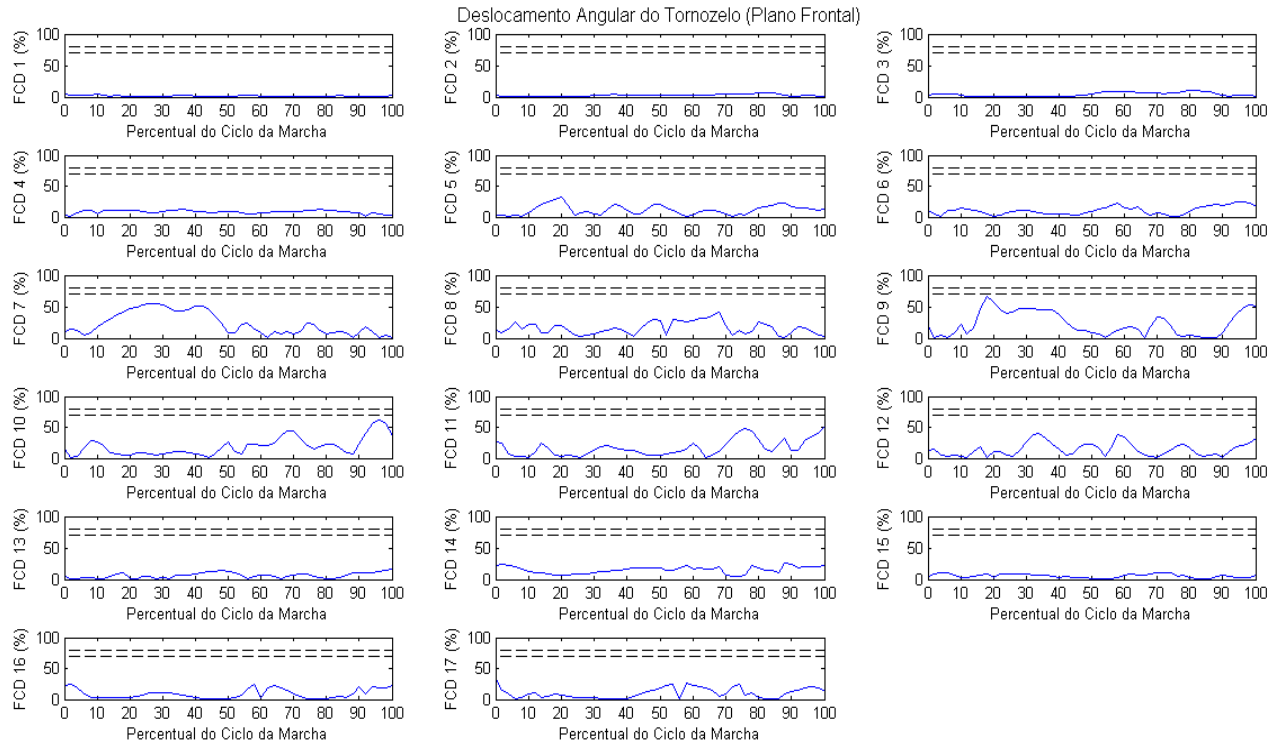




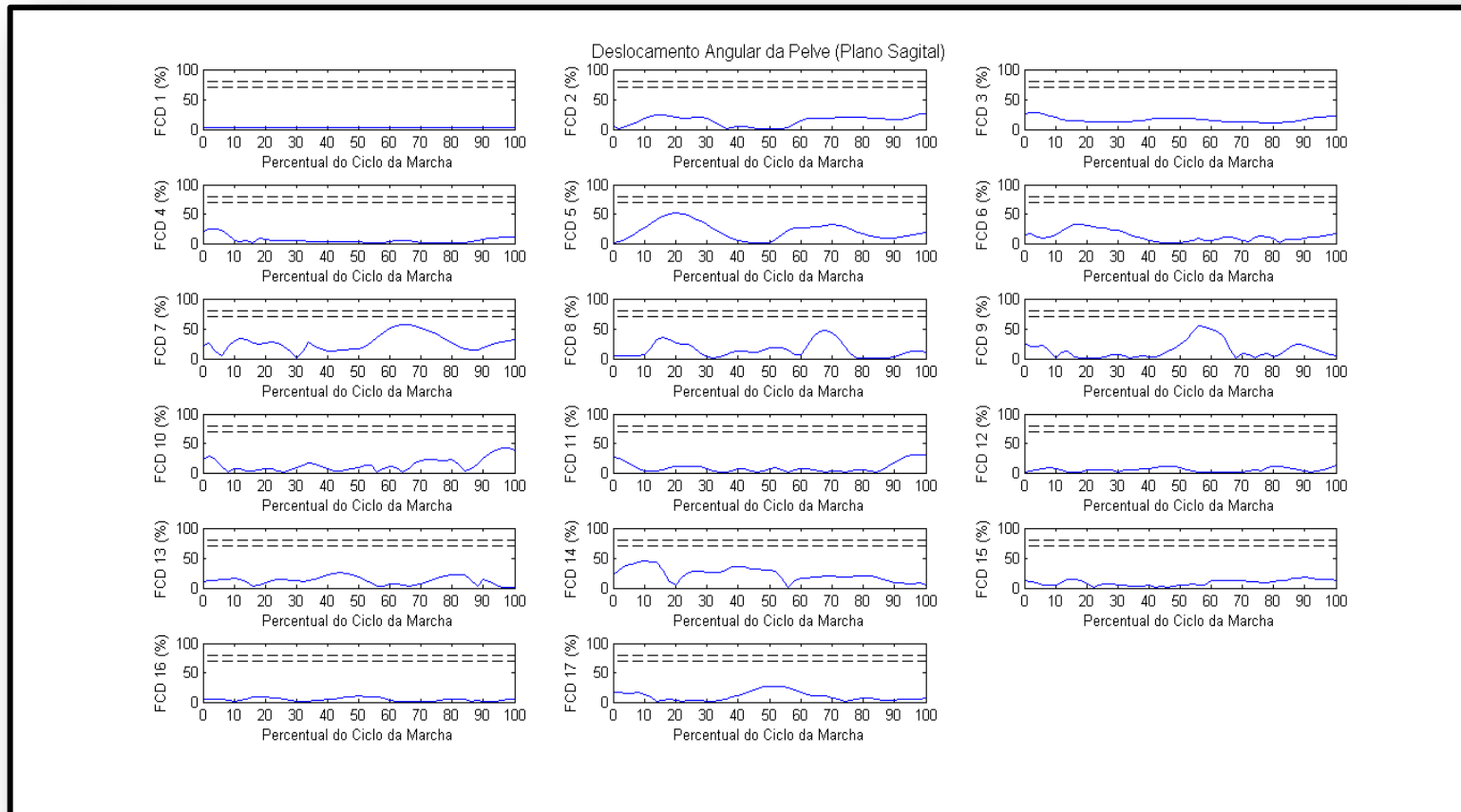


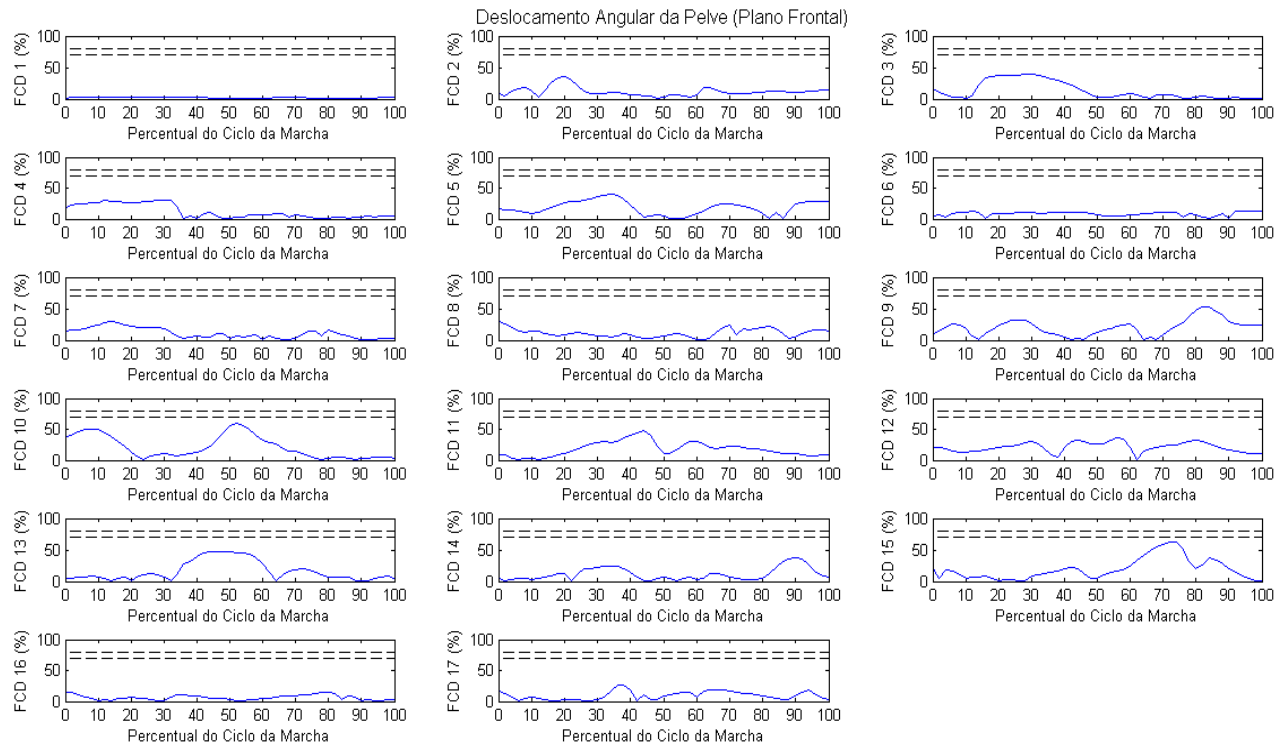


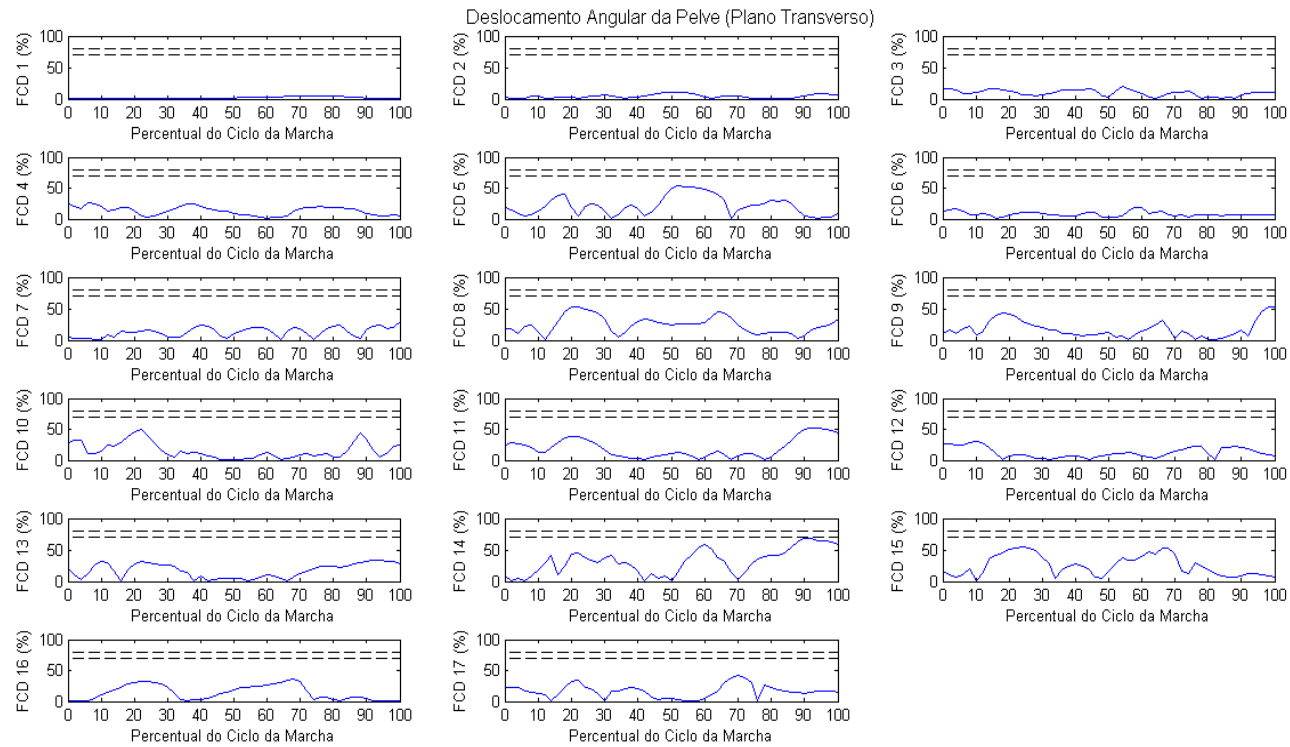


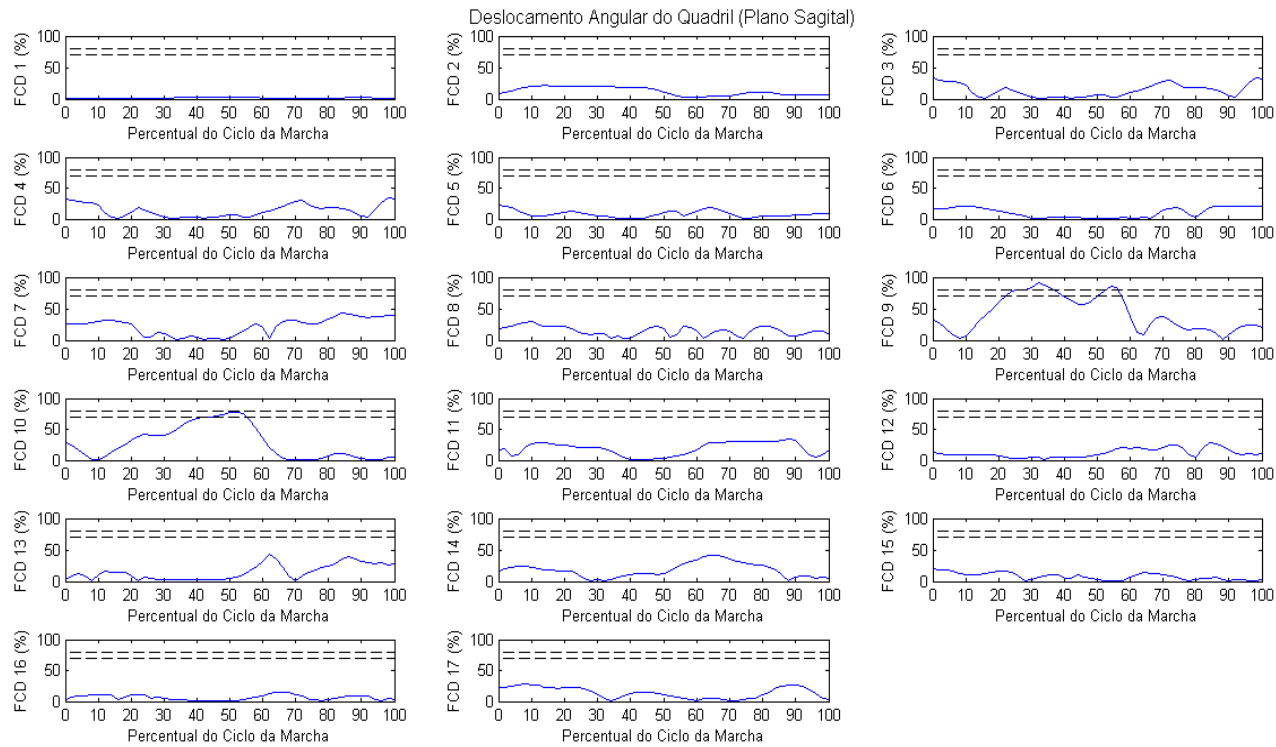


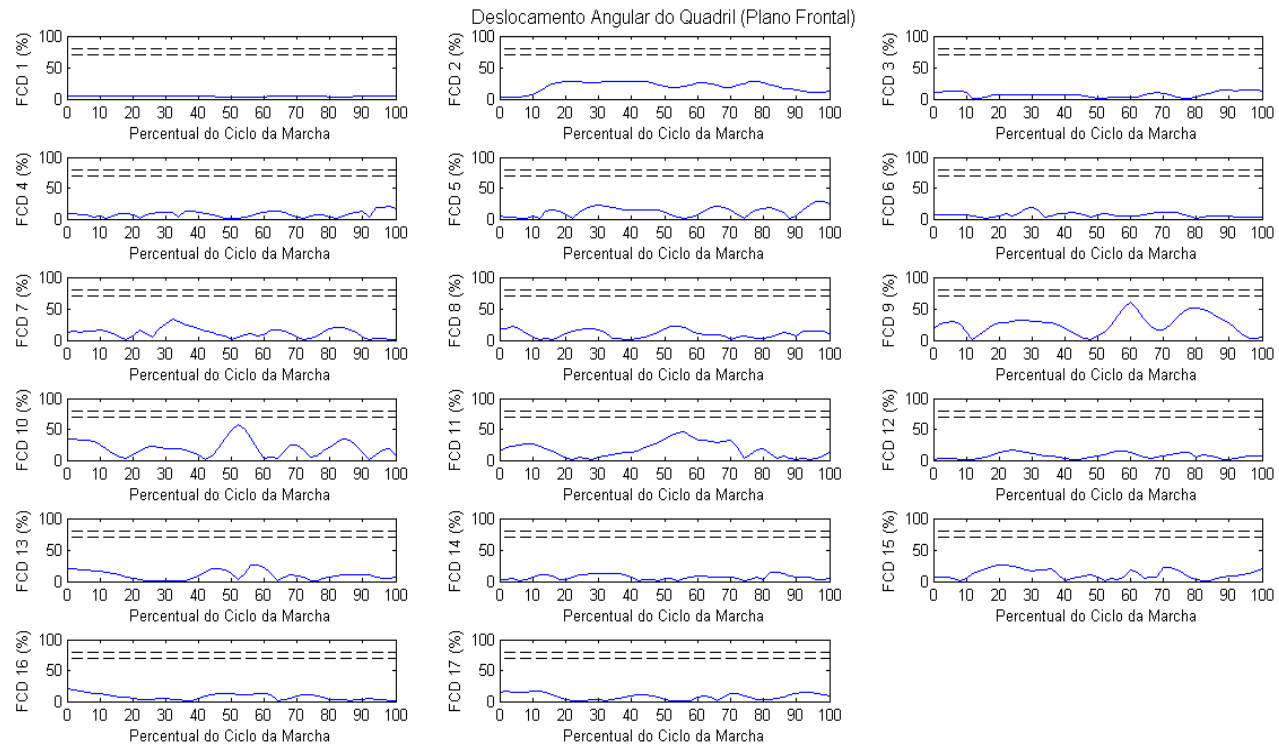
### Sujeito 3

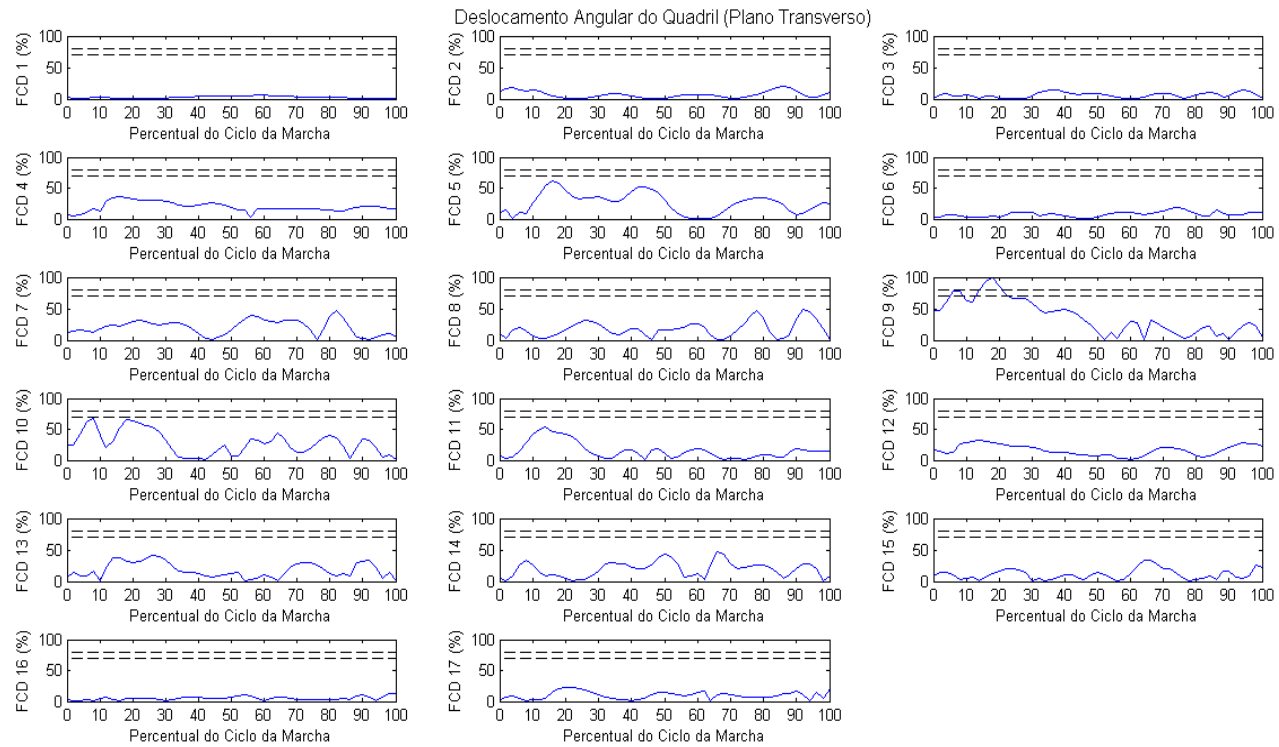




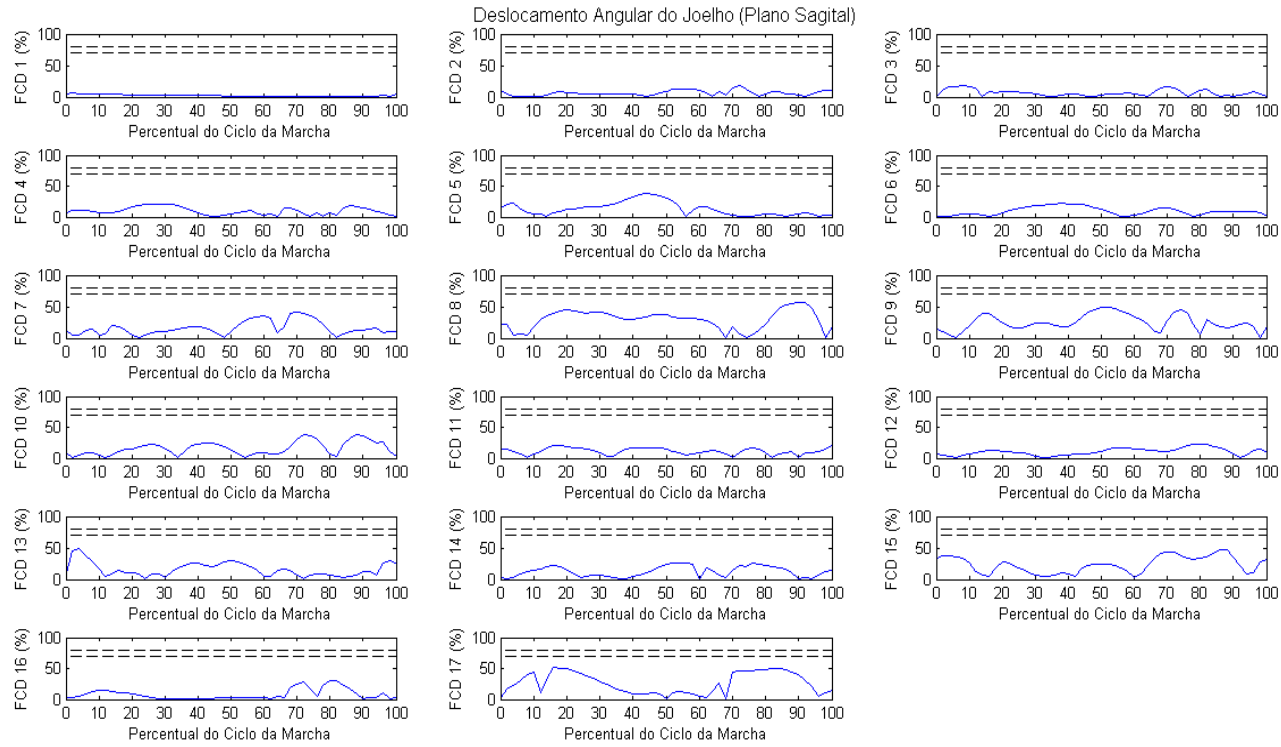


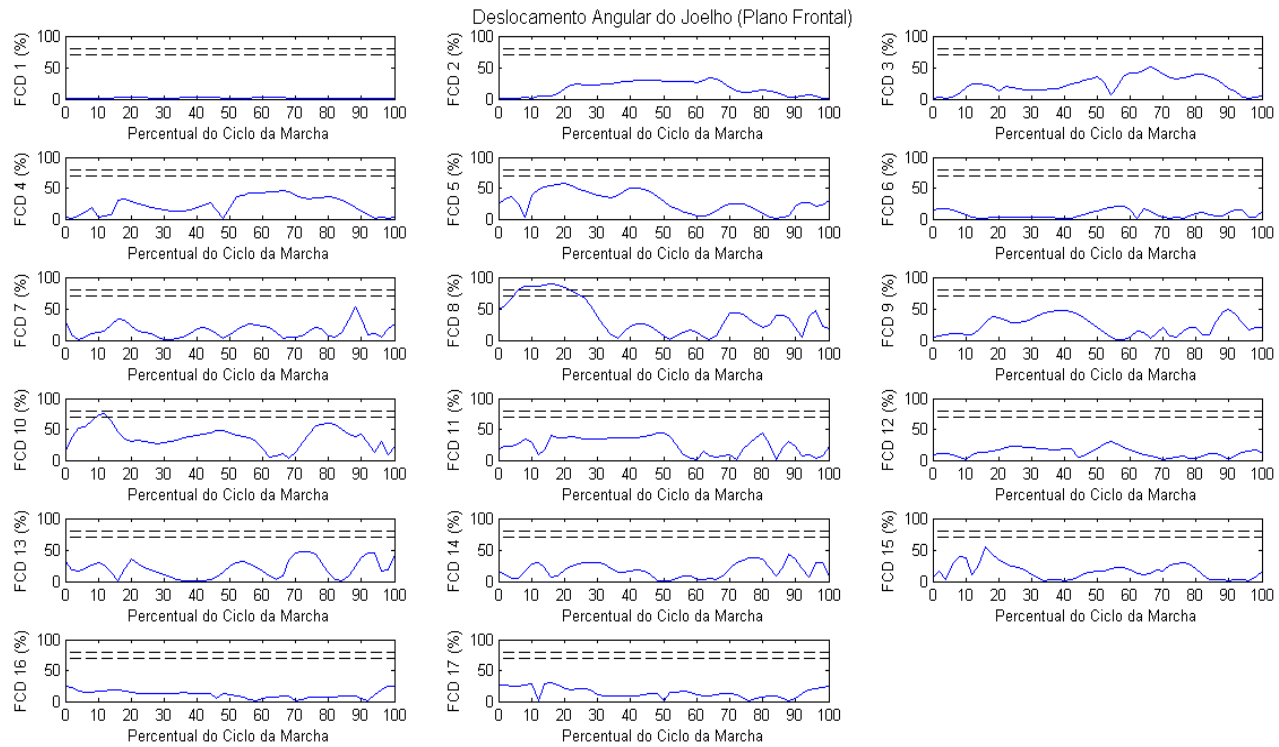


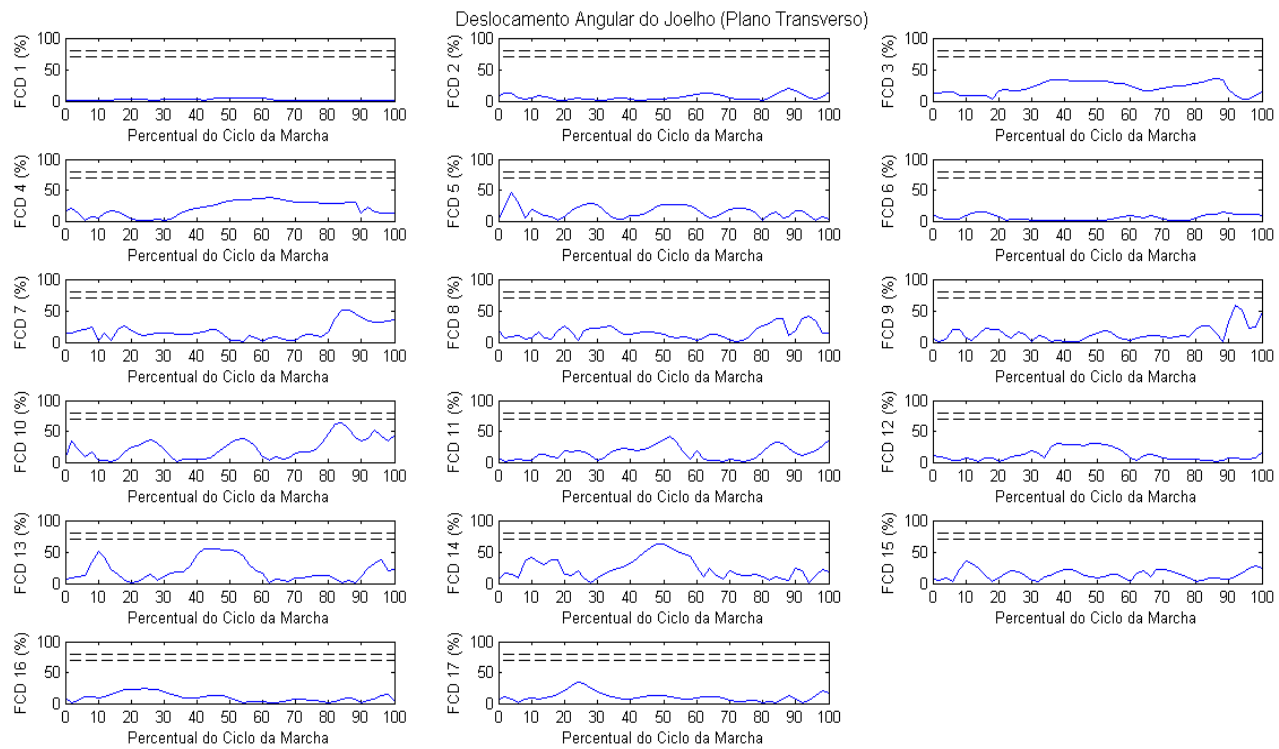


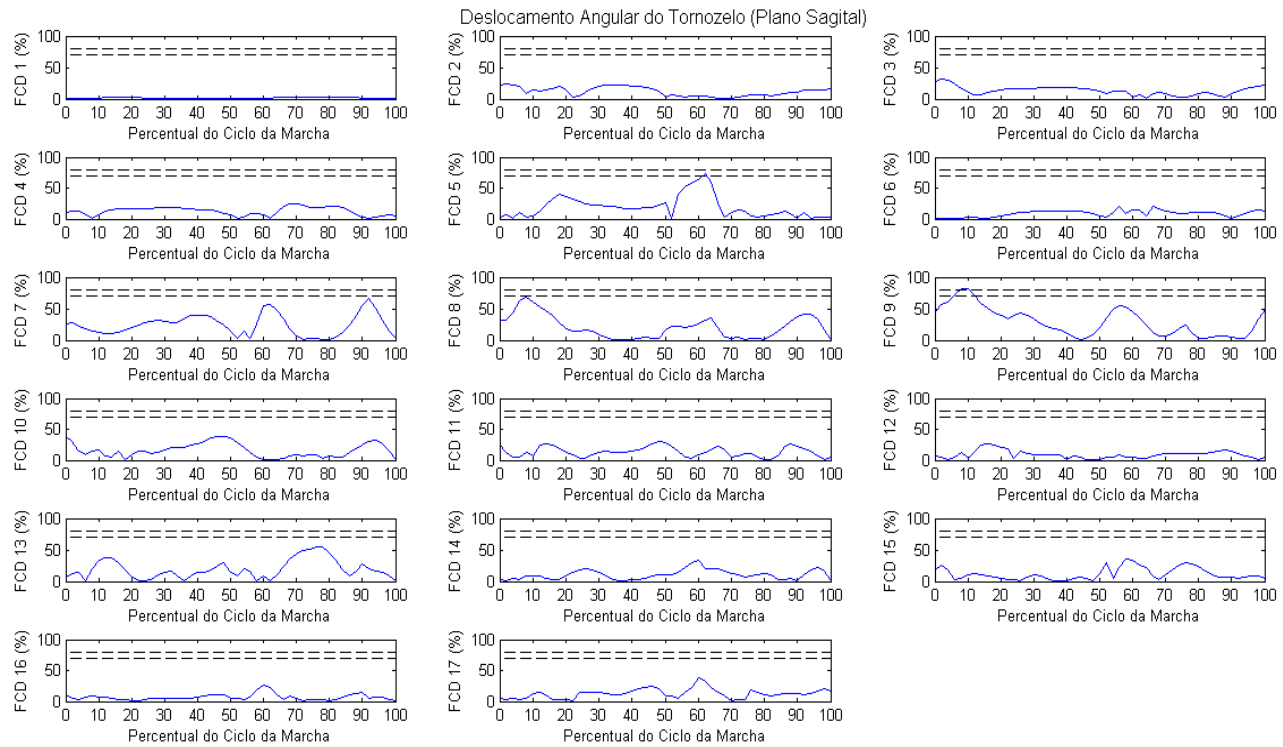


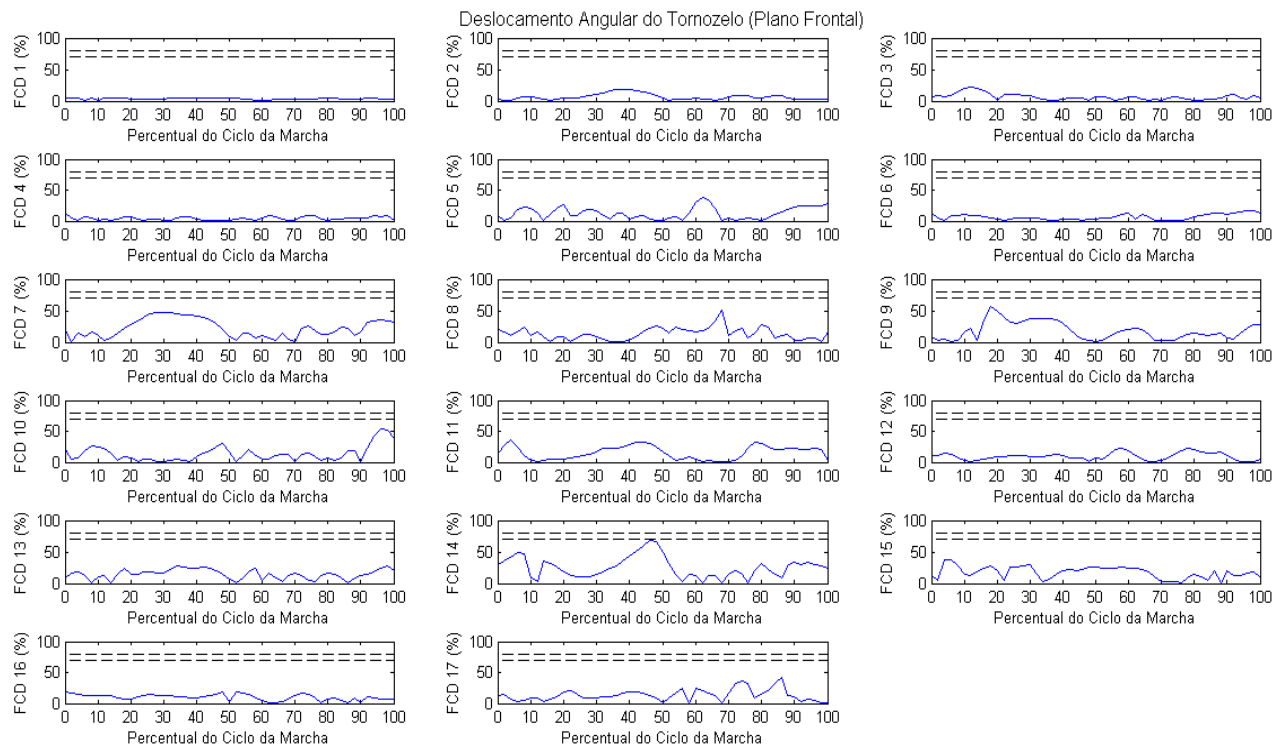




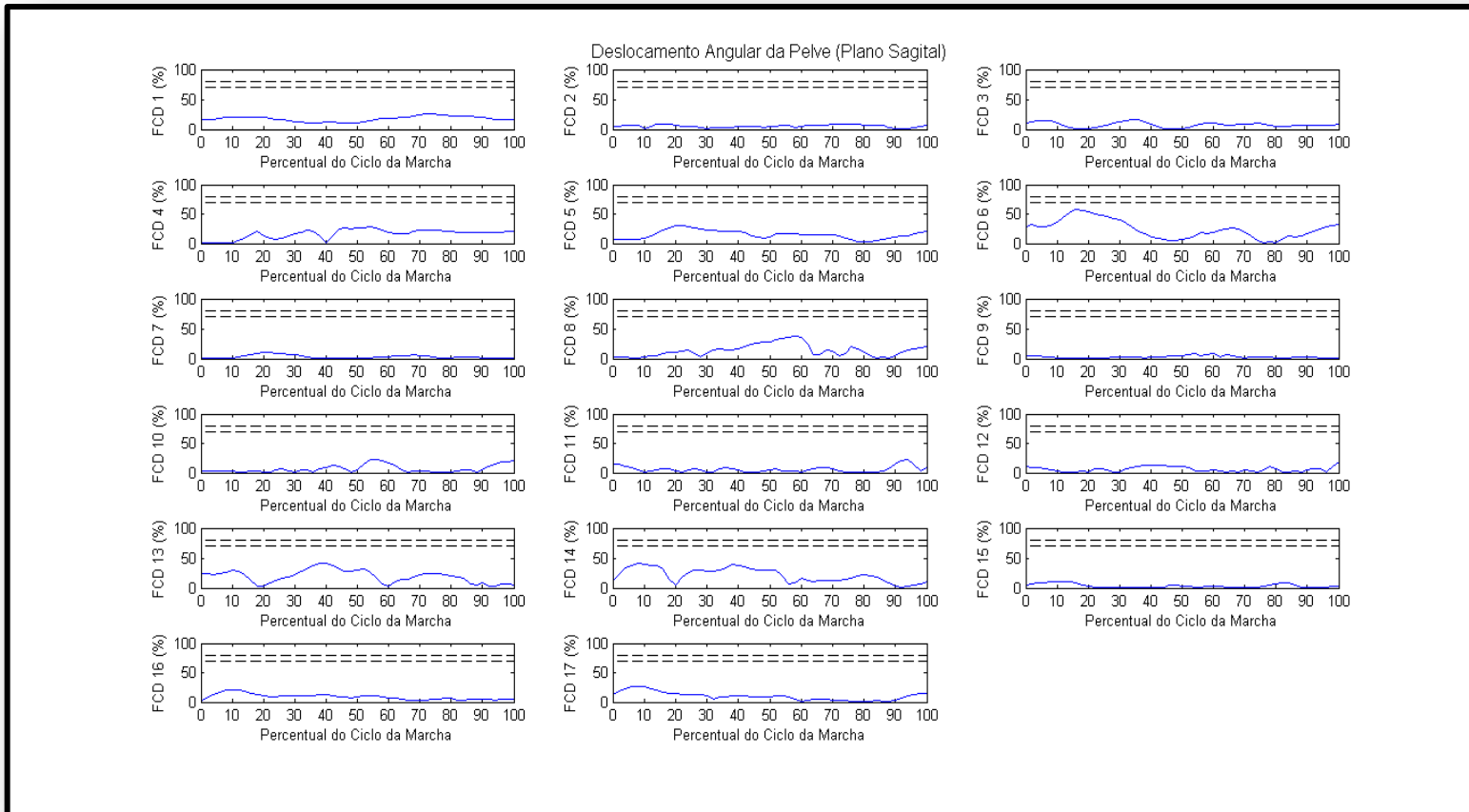


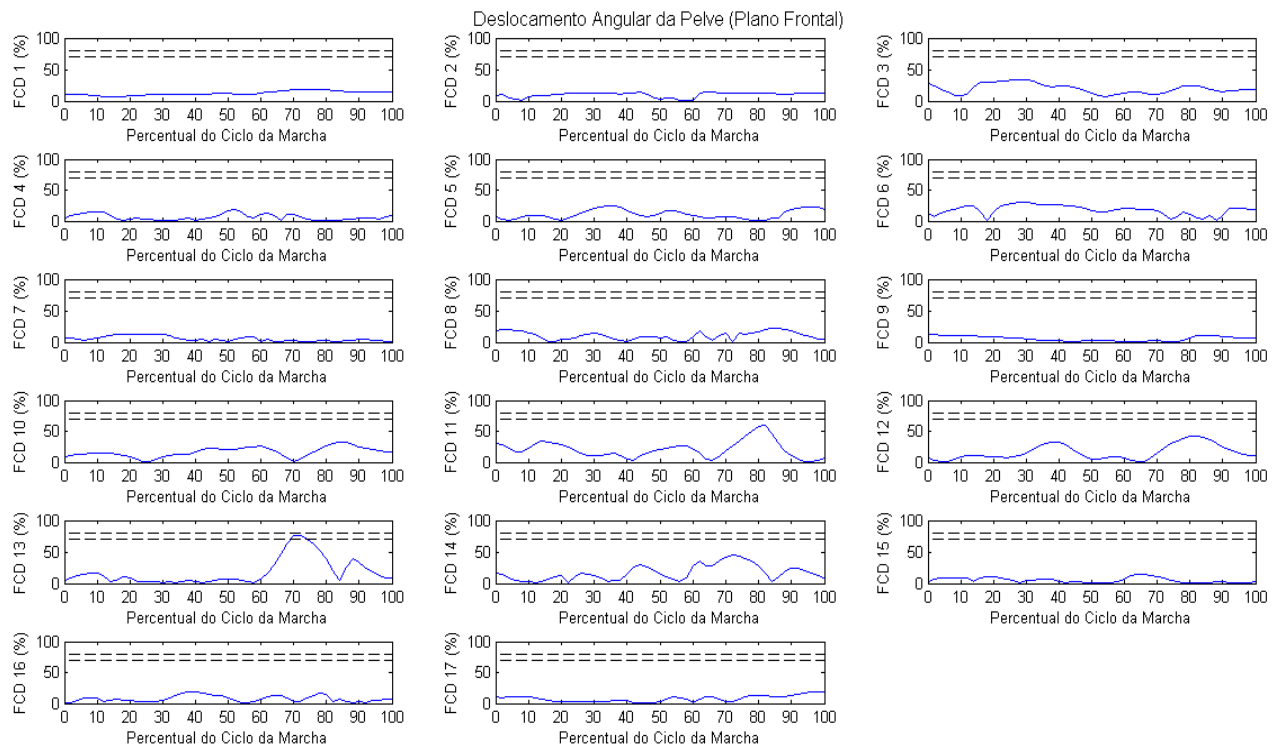


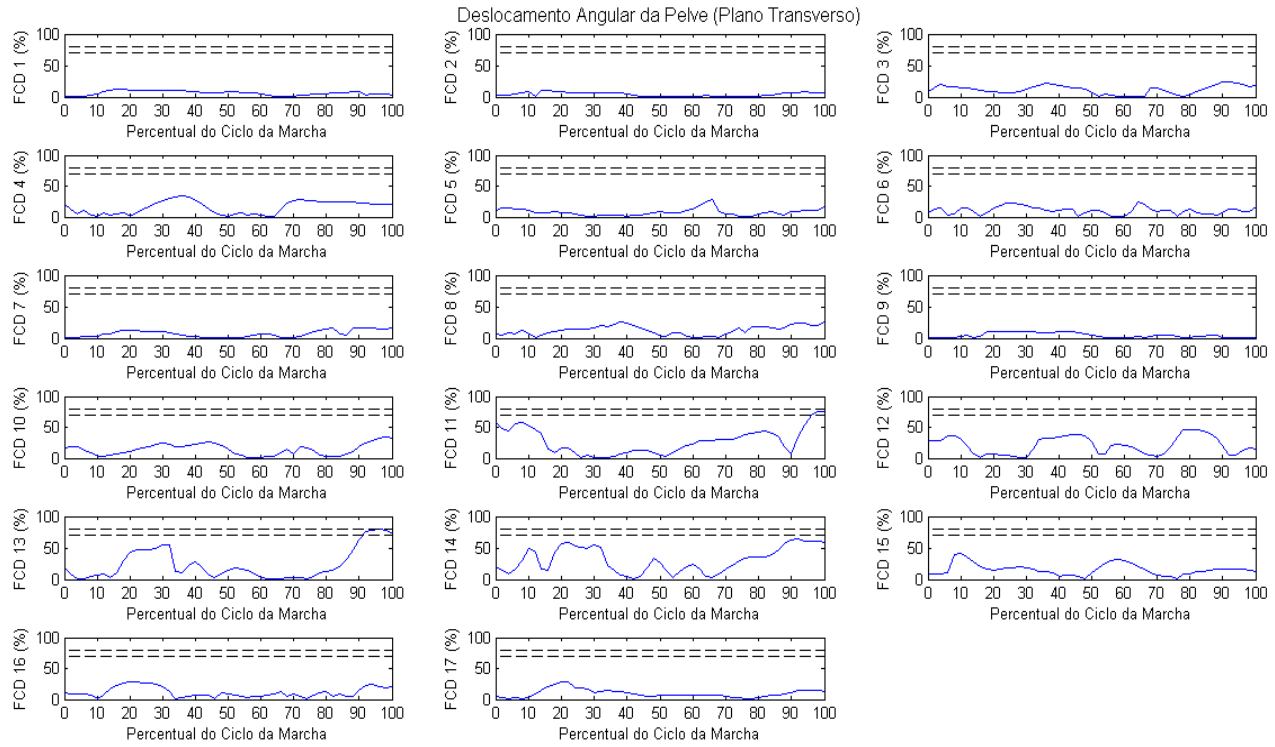




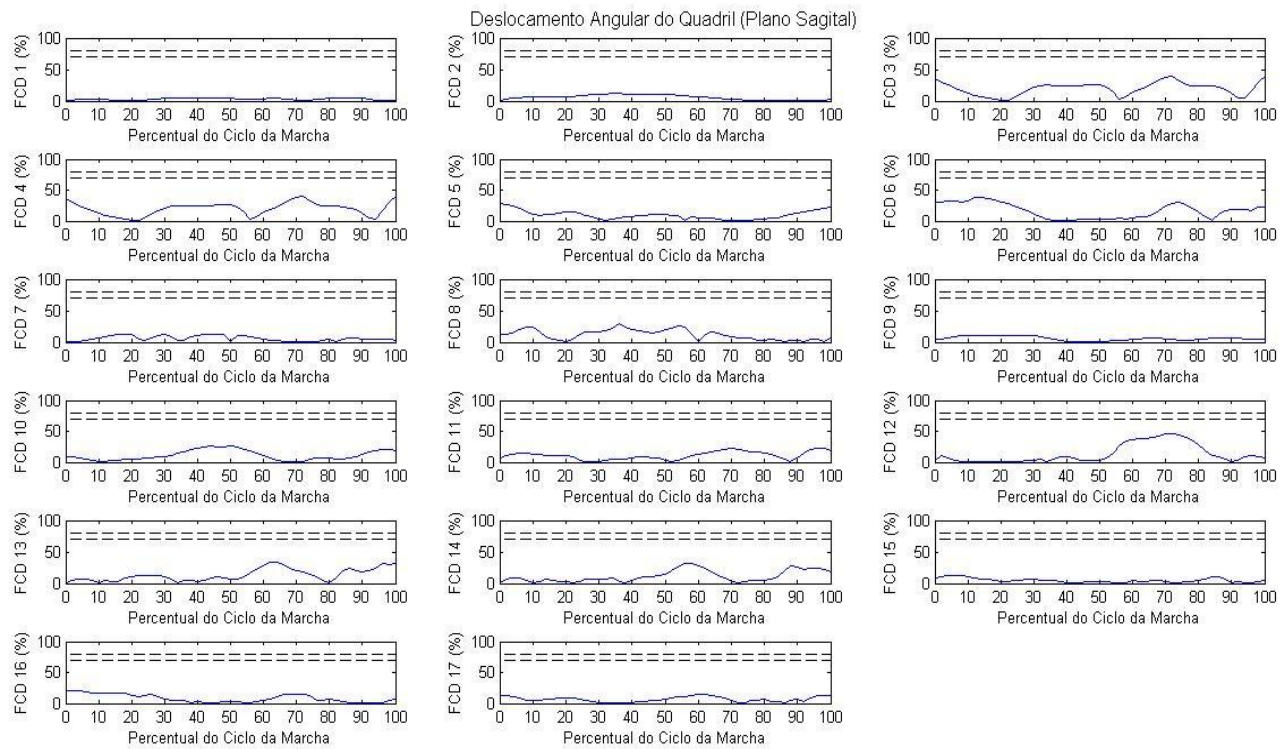
# Sujeito 4

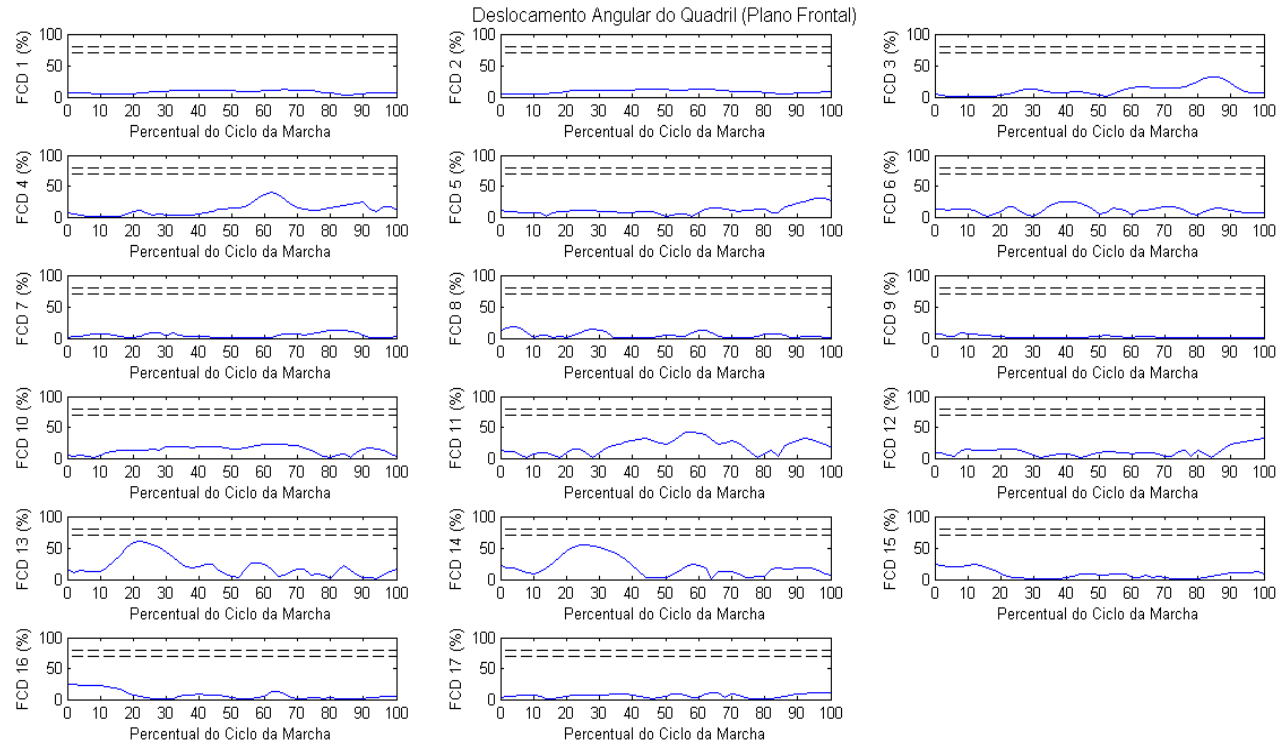


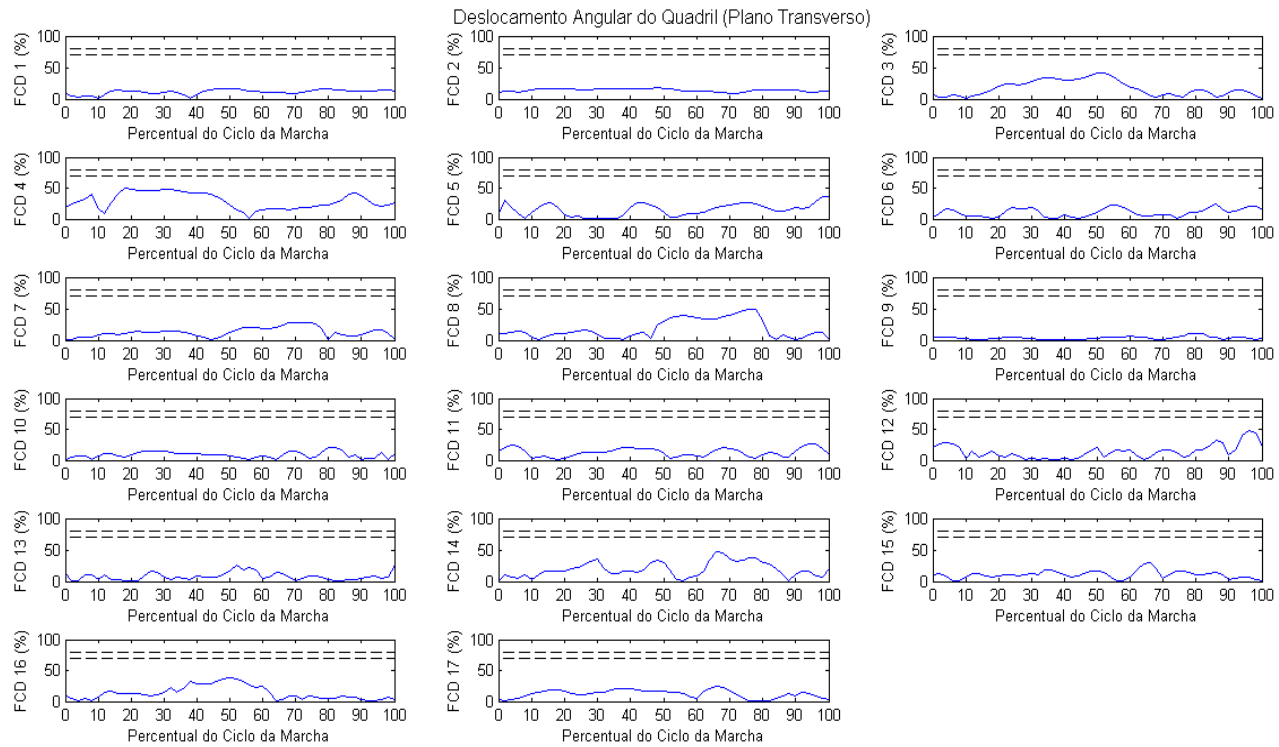


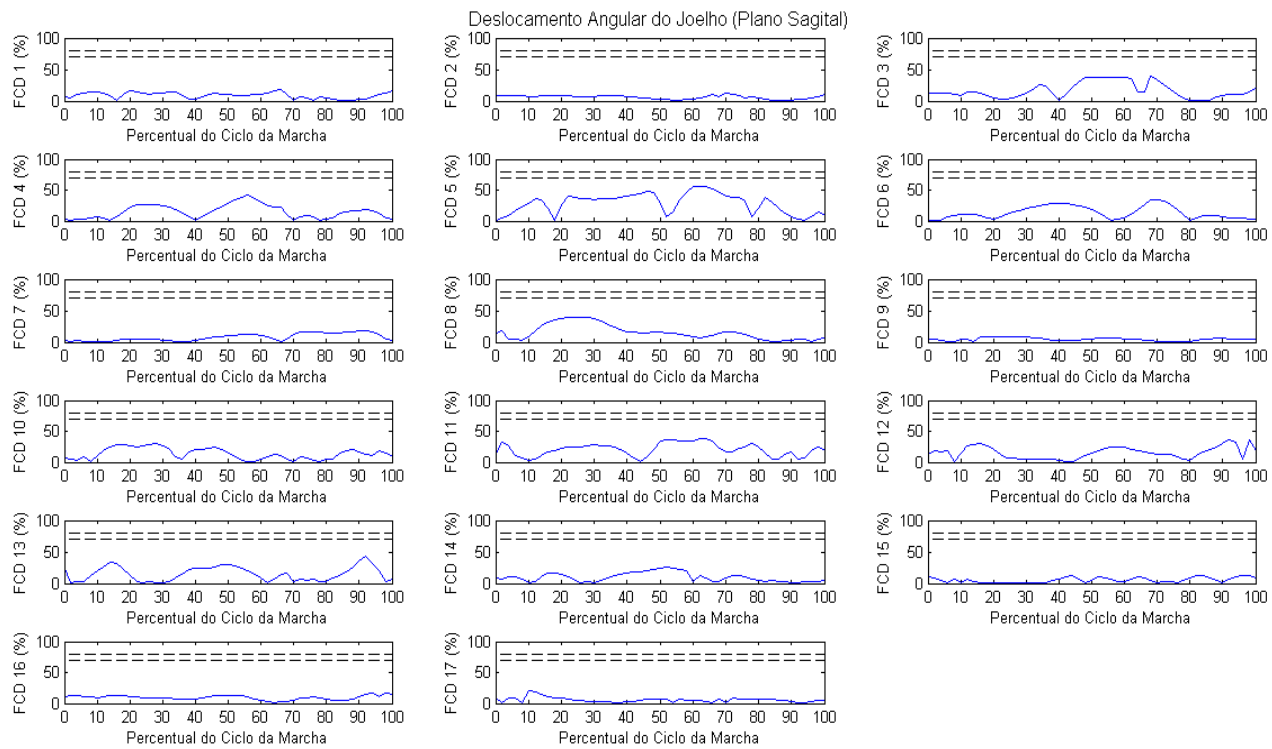


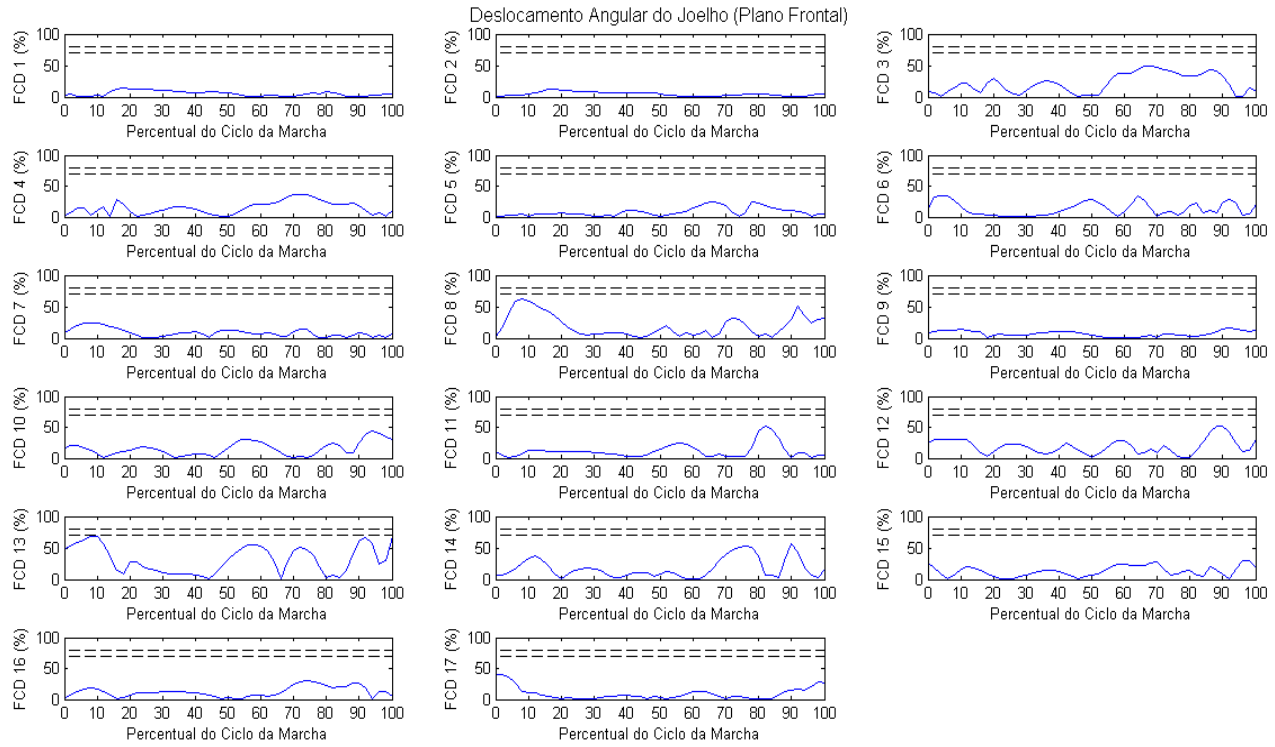


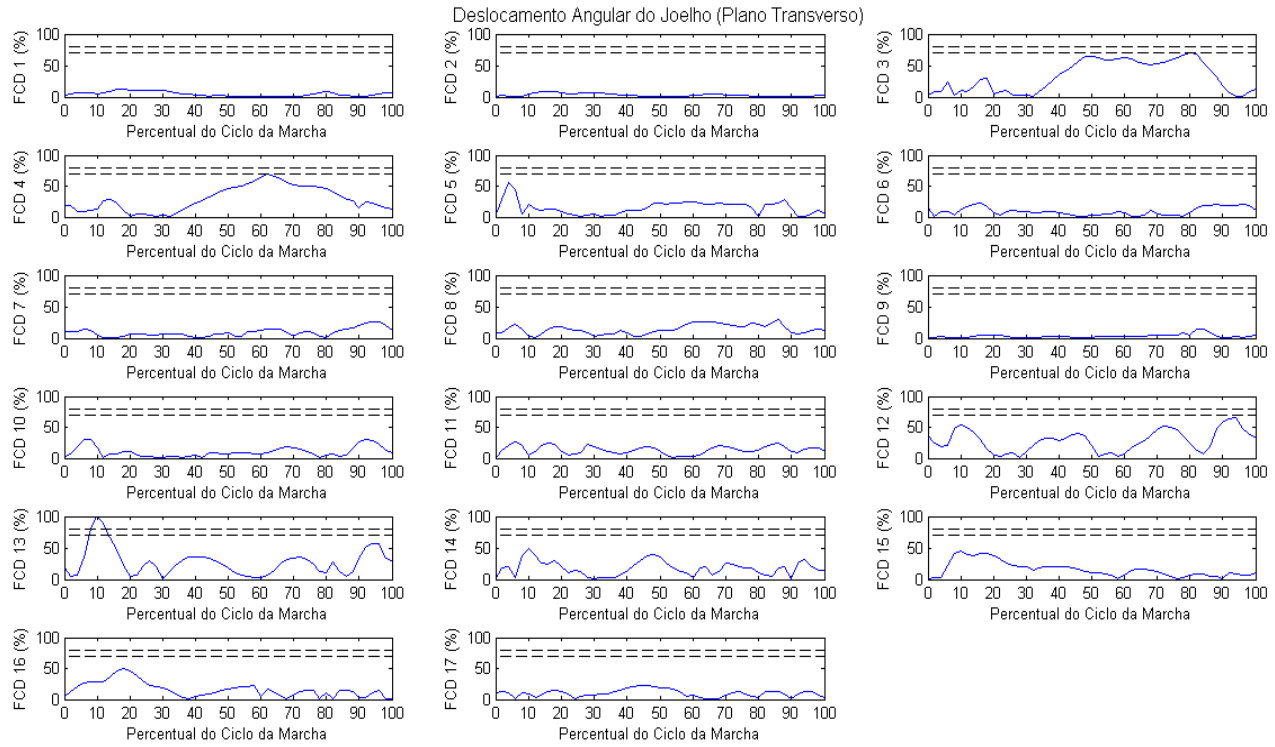


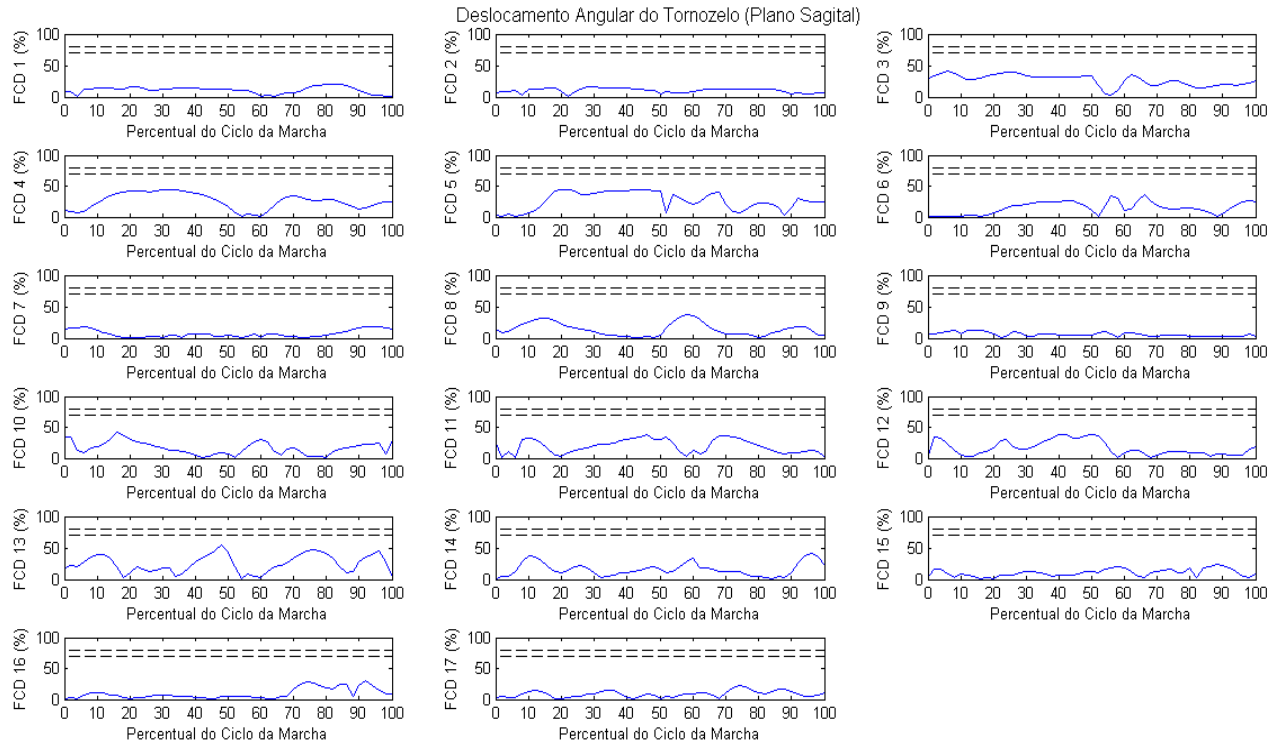


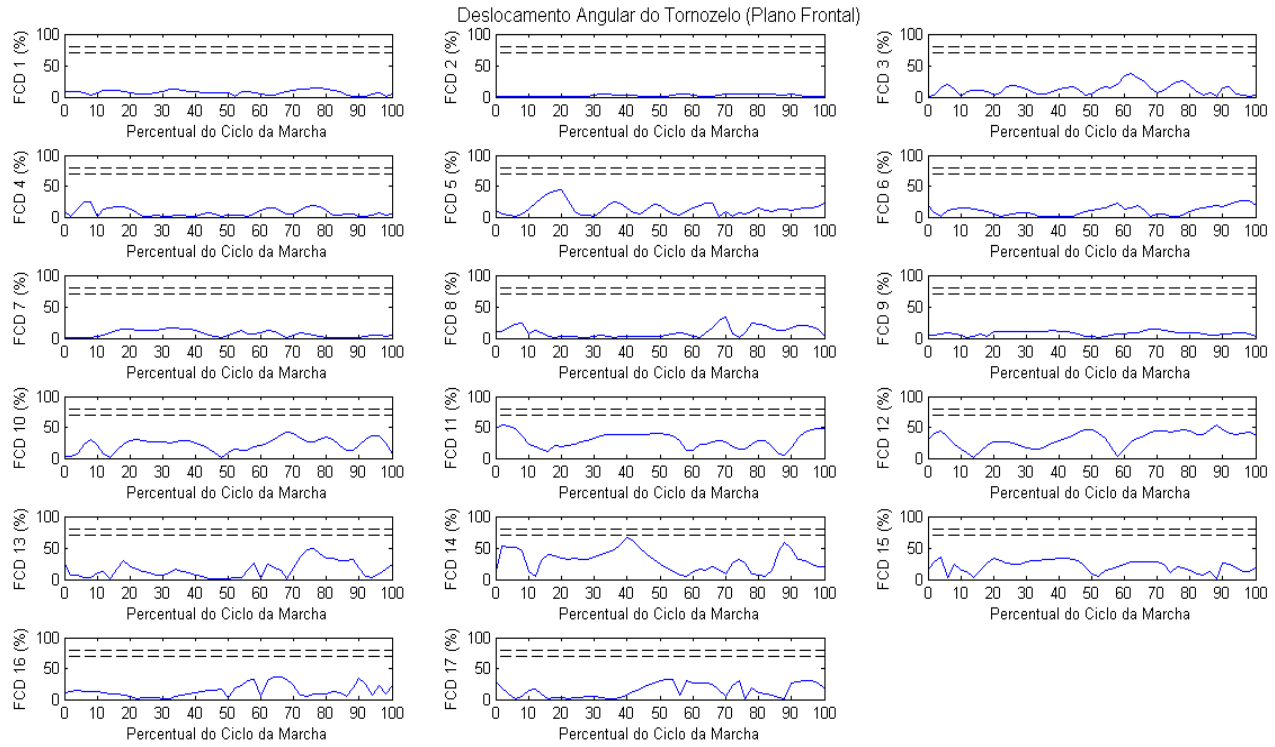






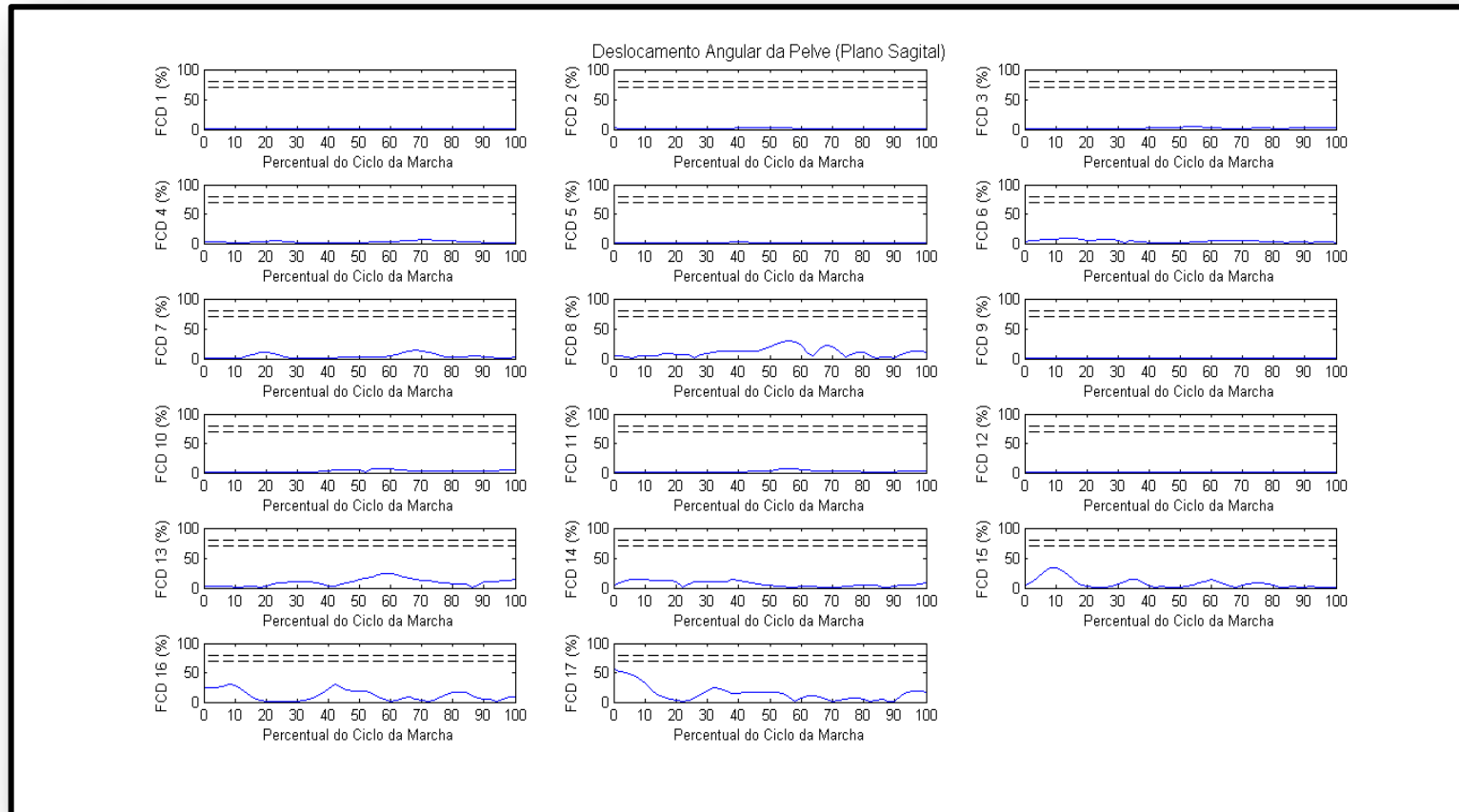


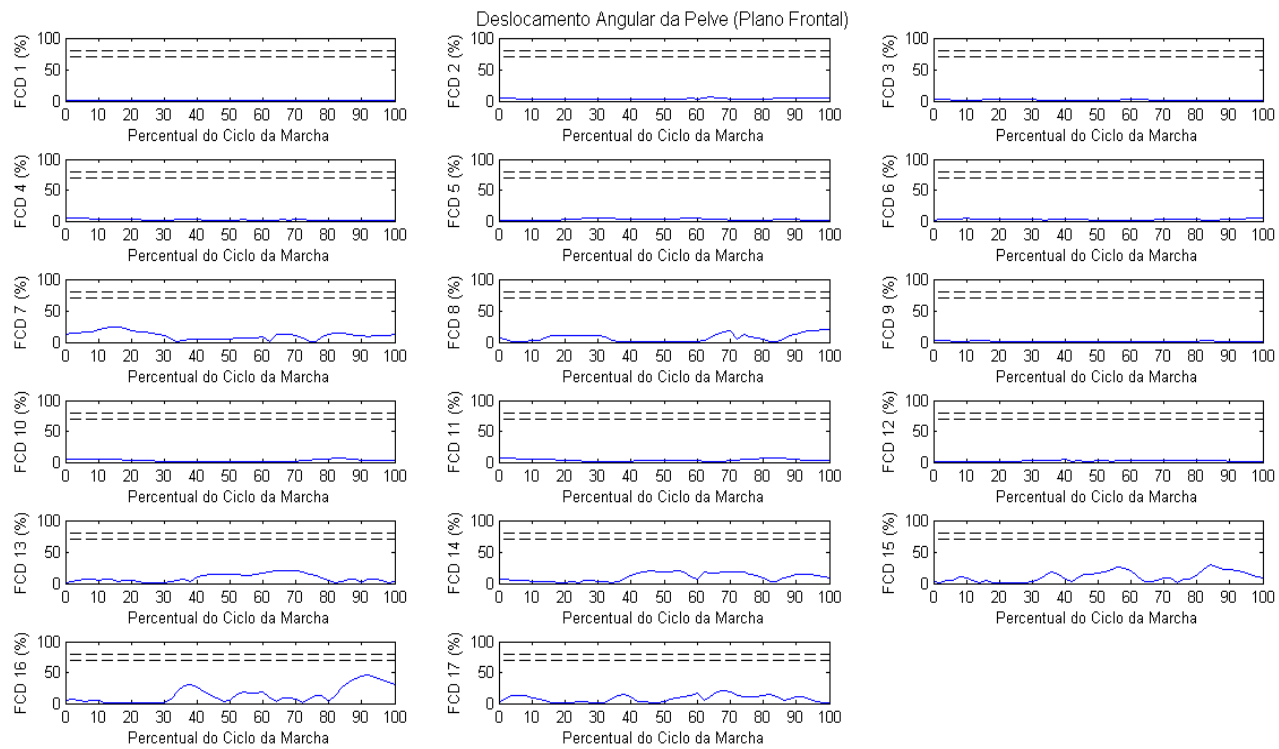


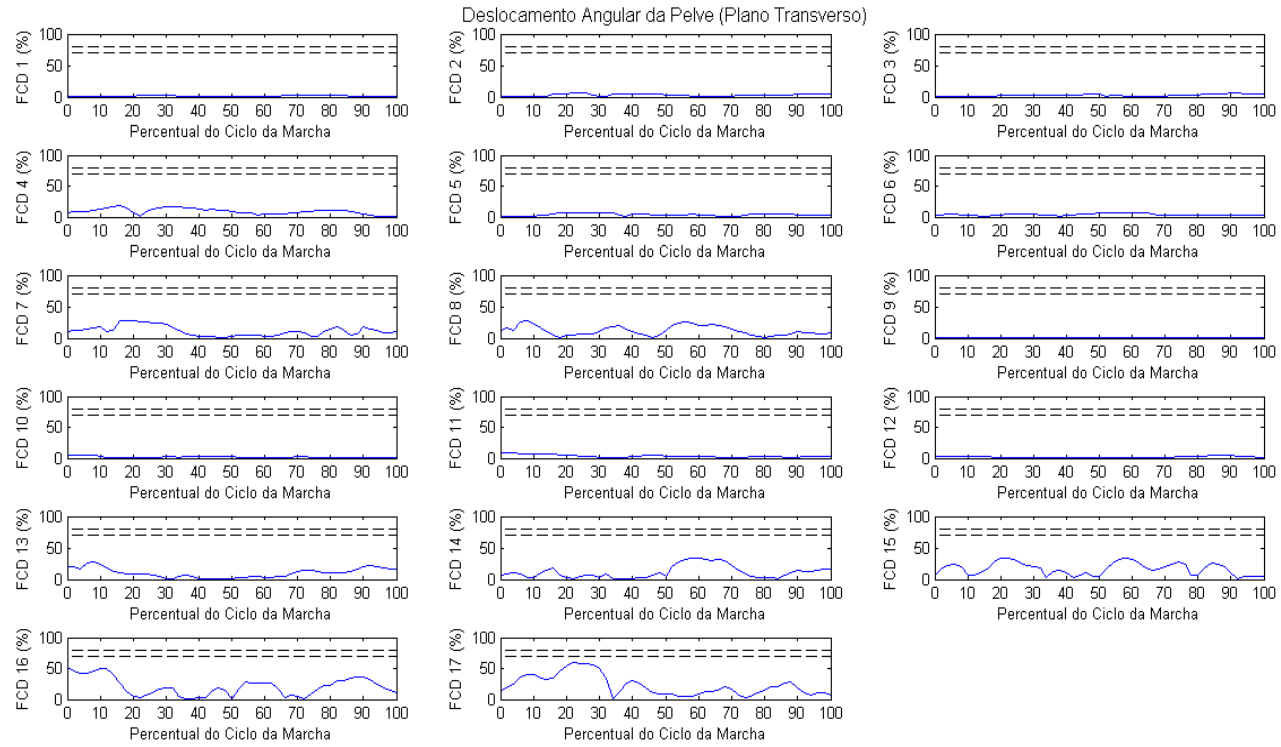


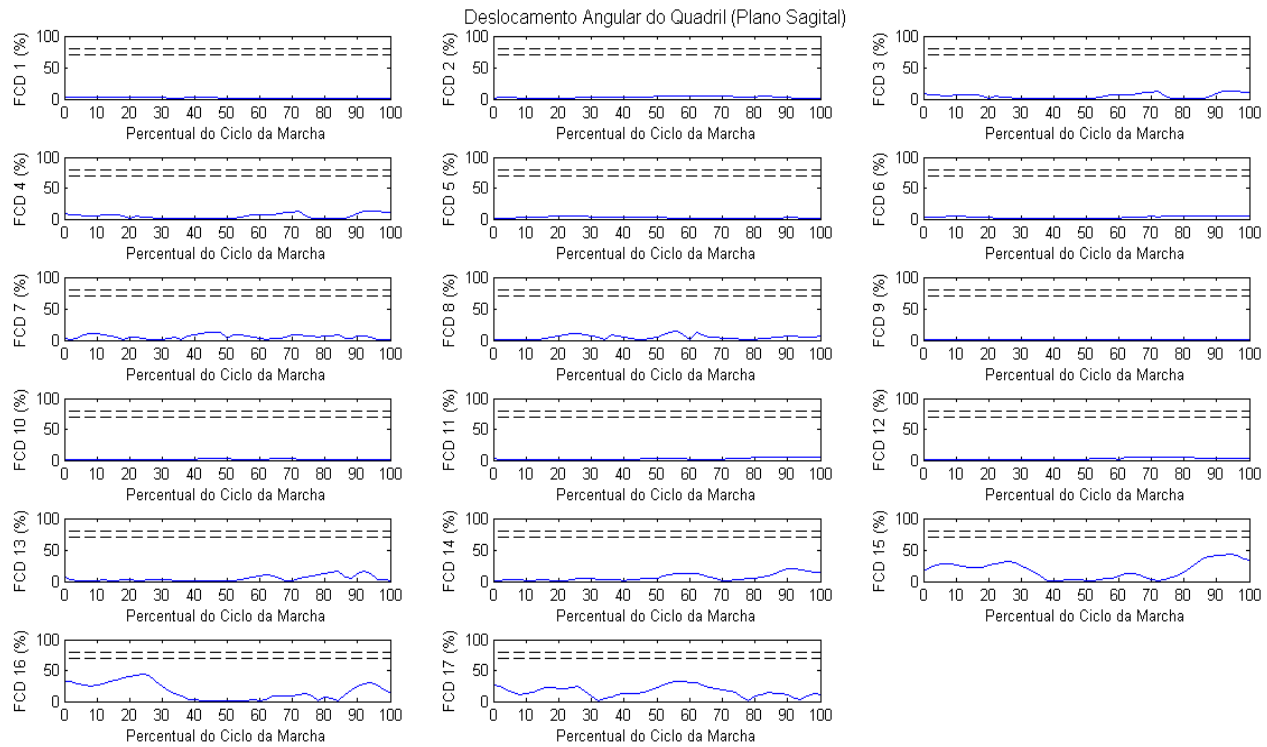


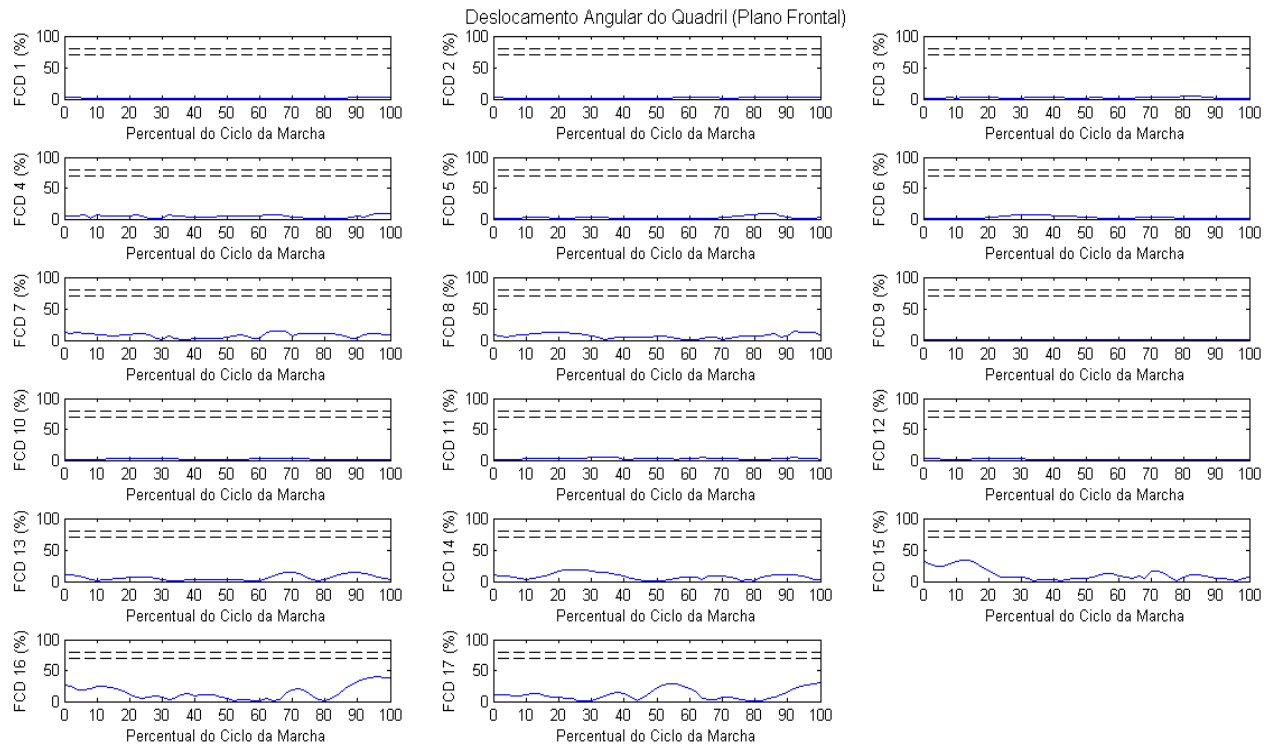
## Sujeito 5

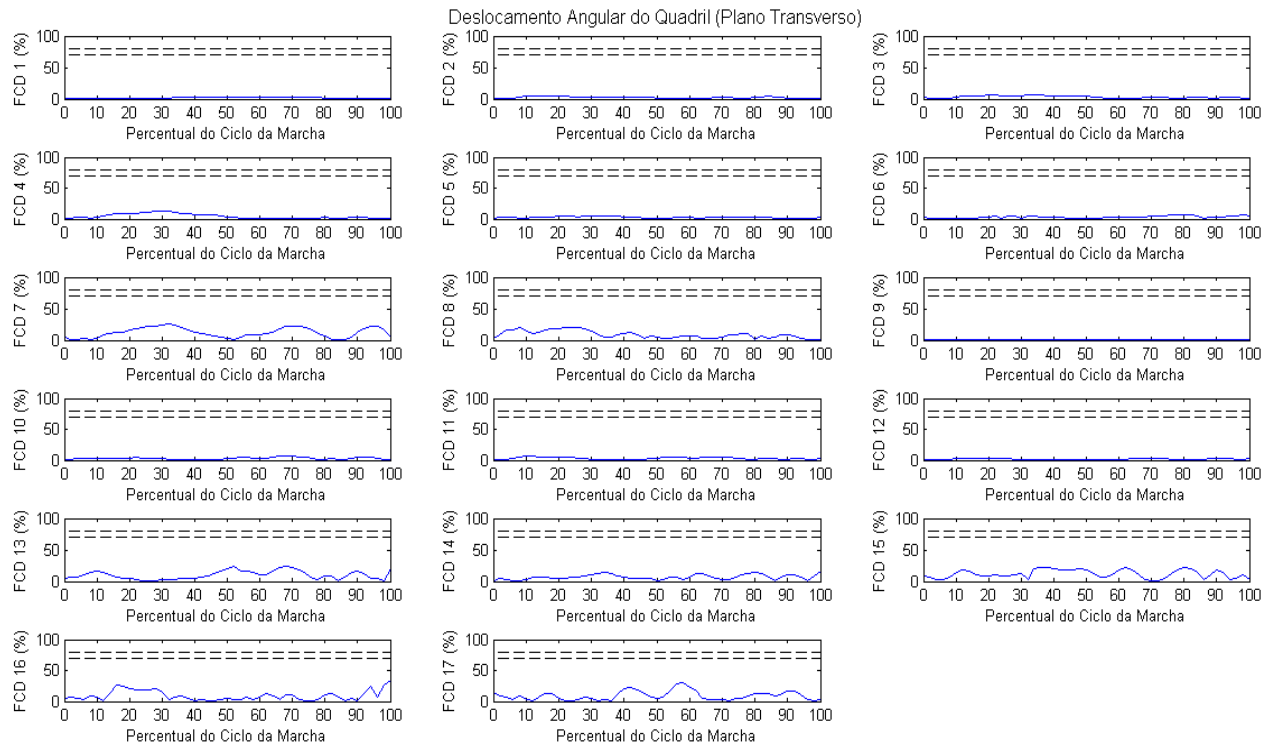


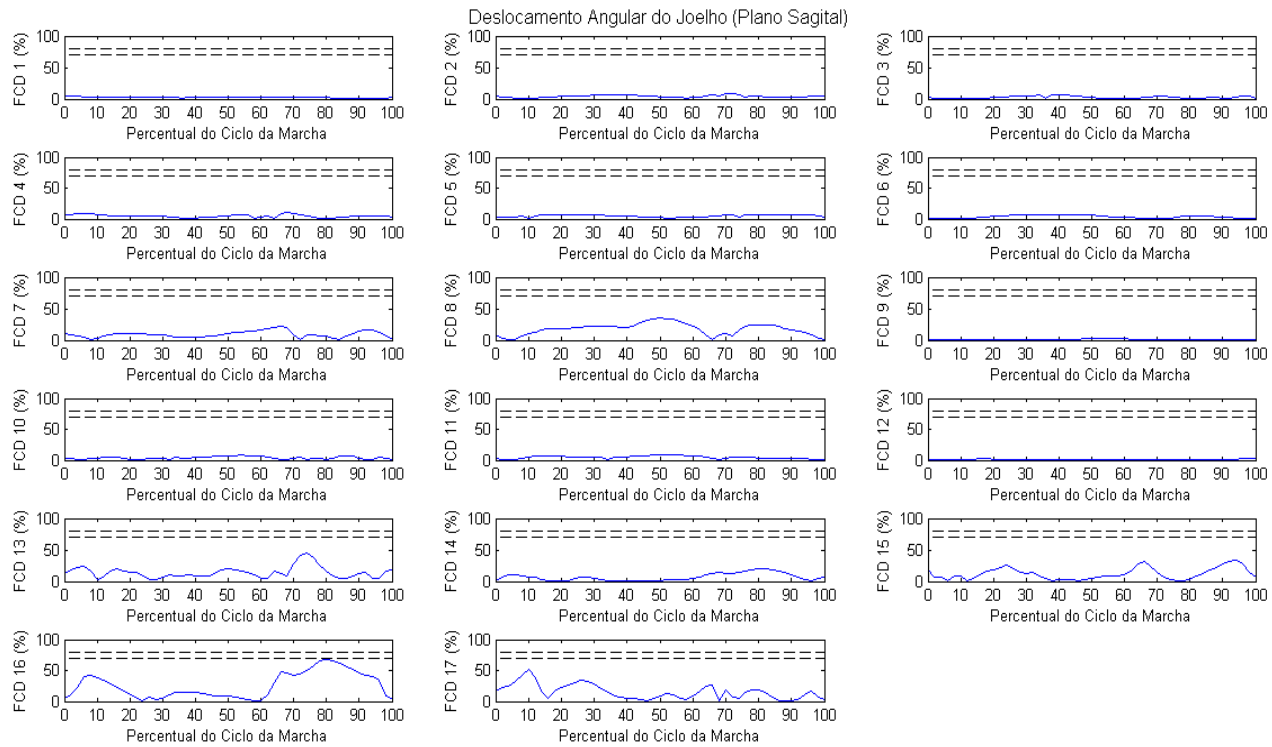


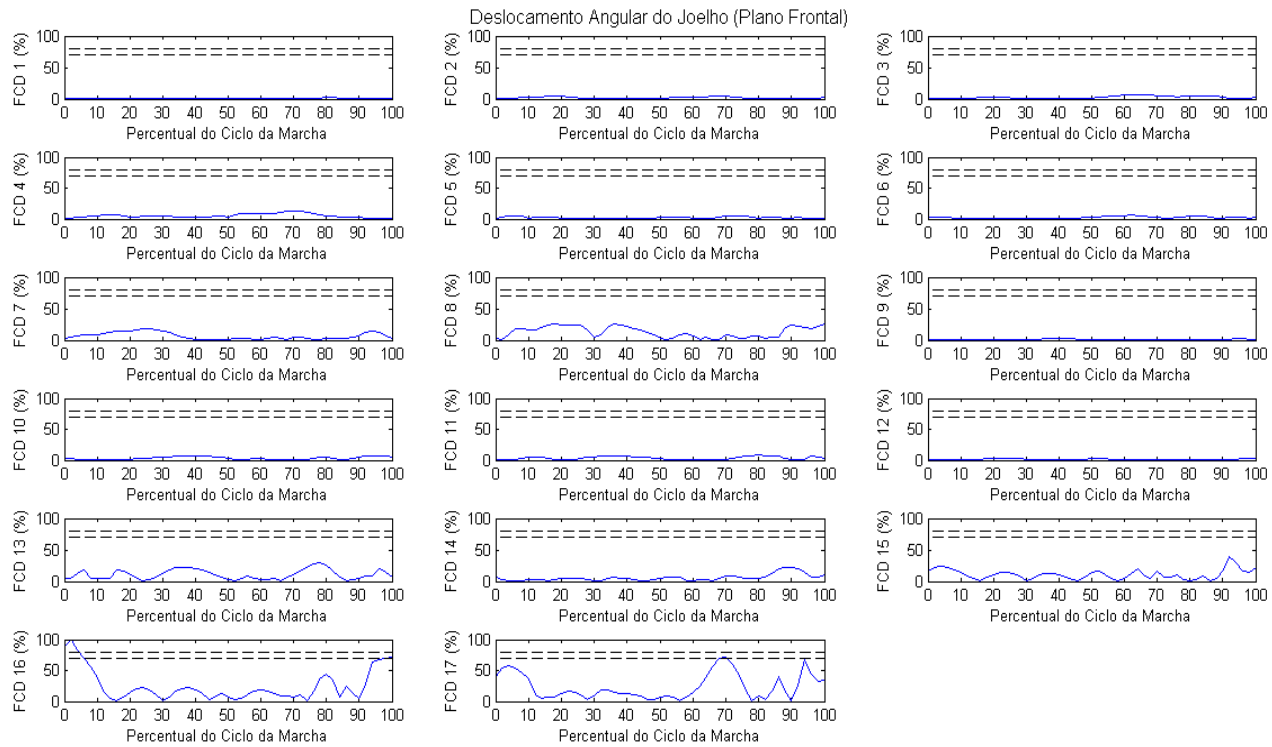




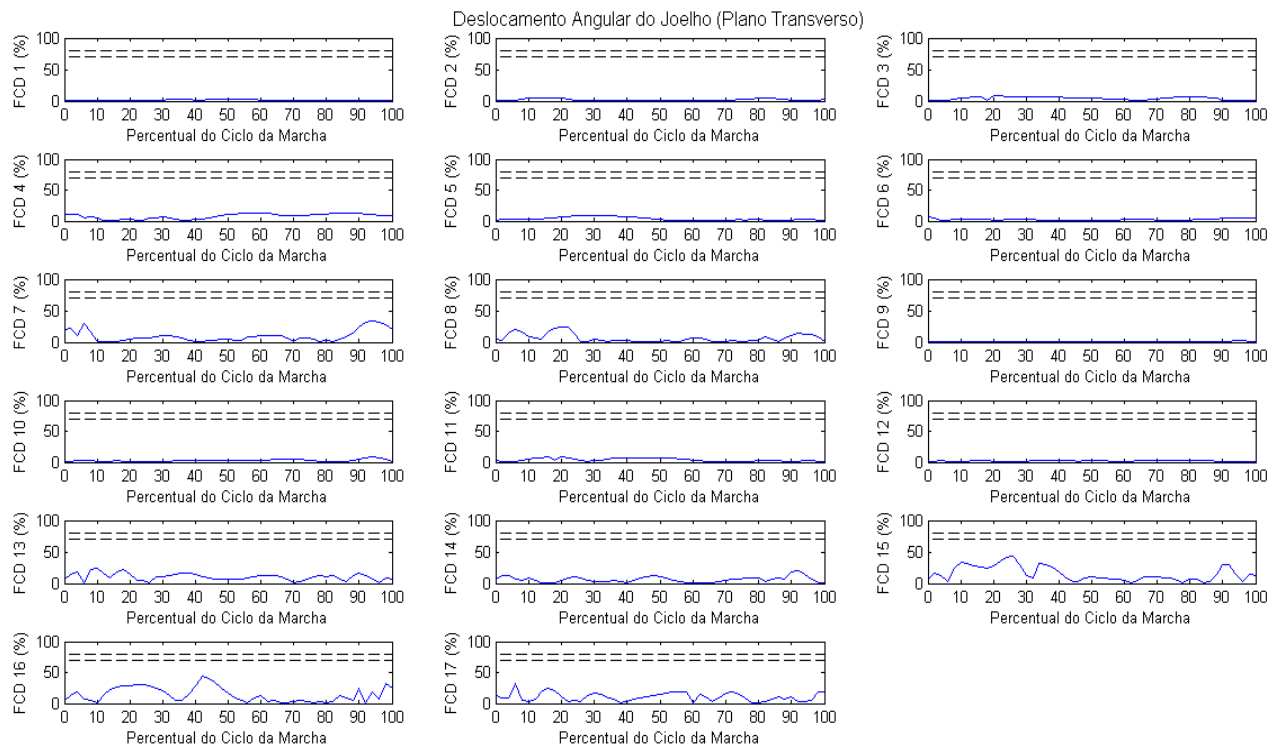


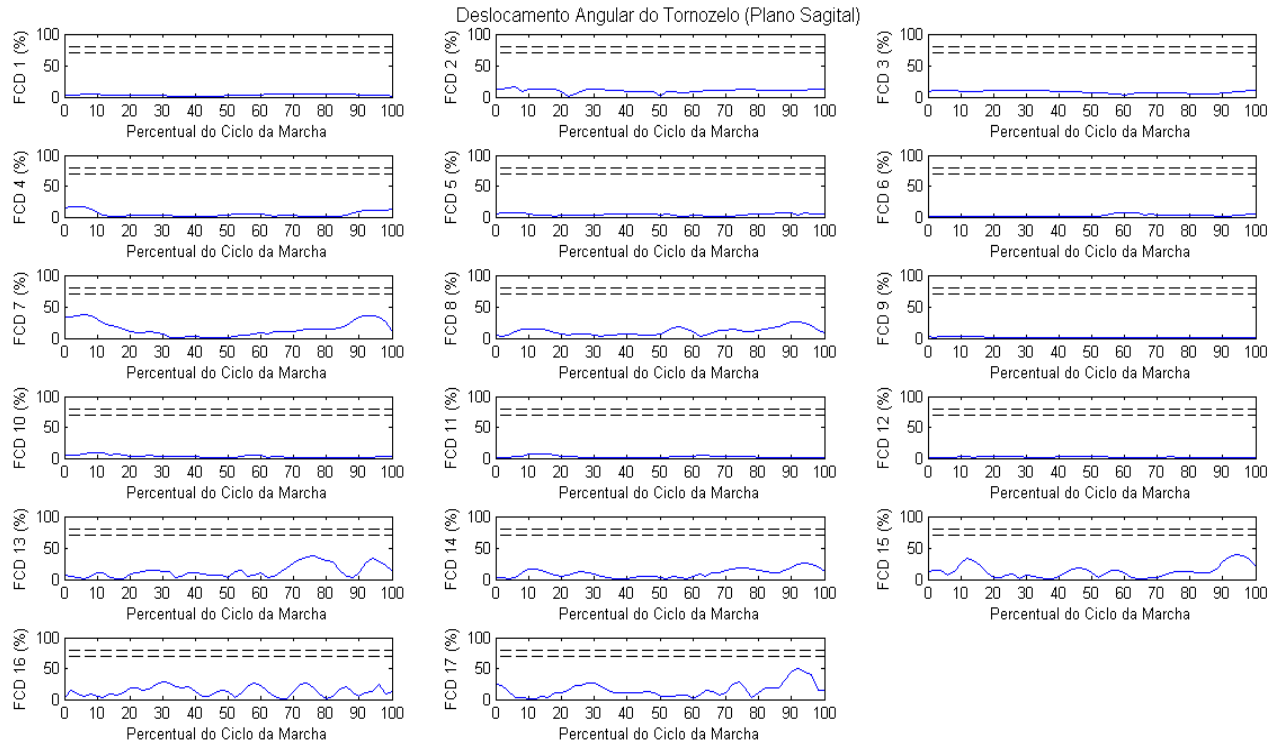


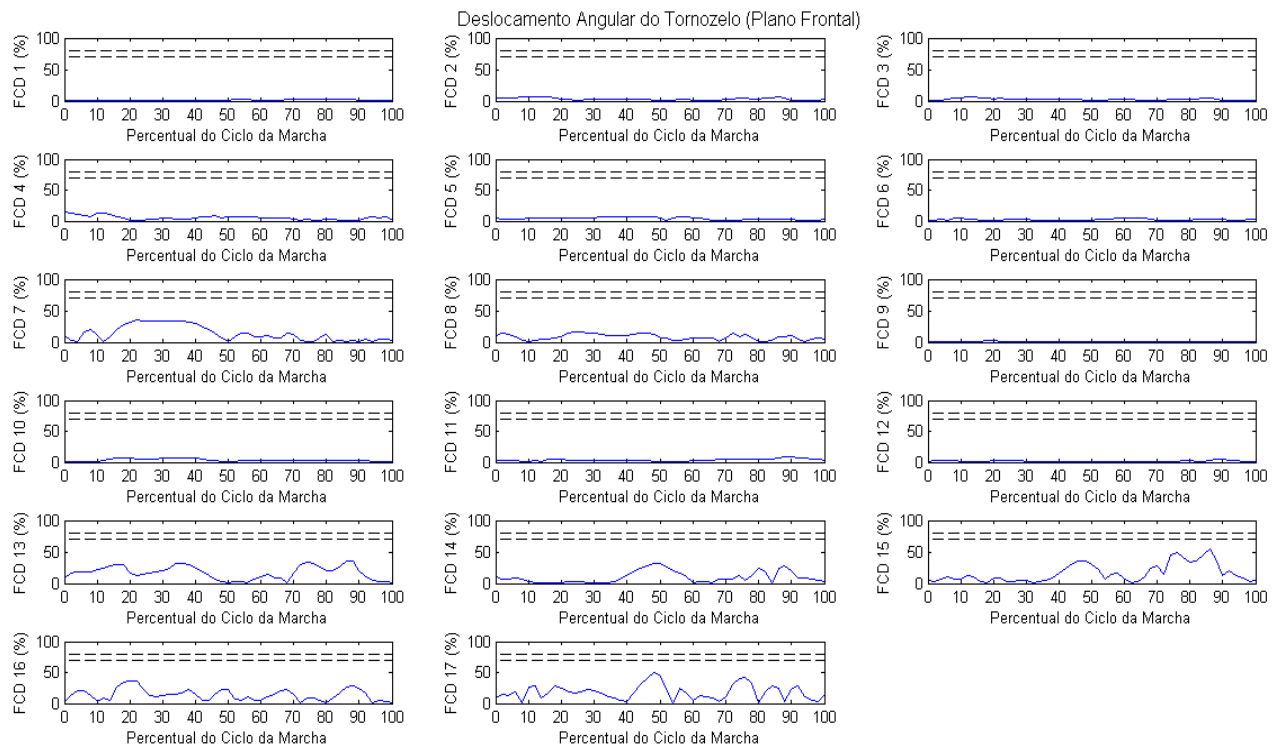












## Sujeito 6

