

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA**

KEILA YURI KAKAZU

**ANÁLISE CINEMÁTICA
TRIDIMENSIONAL DA PROVA DE
5.000 METROS**

Campinas
2010

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA BIBLIOTECA FEF - UNICAMP

K123a Kakazu, Keila Yuri.
Análise cinemática tridimensional da prova de 5.000 metros / Keila Yuri
Kakazu. -- Campinas, SP: [s.n], 2010.

Orientadores: Ricardo Machado Leite de Barros; Jerusa Petrónva
Resende Lara.

Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) – Faculdade de
Educação Física, Universidade Estadual de Campinas.

1. Biomecânica. 2. Cinemática. 3. Atletismo. 4. Corrida. I. Barros,
Ricardo Machado Leite de. II. Lara, Jerusa Petrónva Resende. III.
Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Educação Física. IV.
Título.

dilsa/fef

Título em inglês: Three-dimensional kinematic analysis of 5.000 meters running.

Palavras-chave em inglês (Keywords): Biomechanics; Kinematics; Athletics; Running.

Banca Examinadora: Jerusa Petrónva Resende Lara; Ricardo Machado Leite de Barros.

Data da defesa: 16/11/2010.

KEILA YURI KAKAZU

**ANÁLISE CINEMÁTICA
TRIDIMENSIONAL DA PROVA DE
5.000 METROS**

Trabalho de Conclusão de Curso
(Graduação) apresentado à
Faculdade de Educação Física da
Universidade Estadual de Campinas
para obtenção do título de Bacharel
em Educação Física.

Orientador: Ricardo Machado Leite de Barros
Co-Orientador: Jerusa Petrónva Resende Lara

Campinas
2010

KEILA YURI KAKAZU

**ANÁLISE CINEMÁTICA
TRIDIMENSIONAL DA PROVA DE 5.000
METROS**

Este exemplar corresponde à redação final do Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) defendido por Keila Yuri Kakazu e aprovado pela Comissão julgadora em: 16/ 11/ 2010.

Ricardo Machado Leite de Barros
Orientador

Jerusa Petróvna Resende Lara

Campinas
2010

Dedicatória

Dedico esse trabalho a todos que de alguma forma fizeram parte da minha vida durante todos esses anos, rumo à conclusão do curso de Educação Física. Aqueles que me incentivaram, me ajudaram e me apoiaram a fazer aquilo que eu gostava, independente de qualquer outro motivo.

Dedico então esse trabalho à minha mãe que sempre me apoiou, aconselhou, me fazendo tentar ver o lado bom das coisas, além de me incentivar a nunca desistir e não deixar de fazer o que eu sempre gostei, independente das dificuldades encontradas, e por ficar acordada todas as noites me esperando voltar da faculdade. Ao meu pai, que apesar de não ter muito conhecimento, e nem muito contato com a área de educação física, sempre buscou alternativas e maneiras de me incentivar e aconselhar a obter sucesso na minha vida profissional, fazendo com que eu sempre tivesse vontade de crescer.

Aos meus pais, também, pelo suporte emocional e financeiro, dando-me a oportunidade de dedicação aos estudos e à construção da minha vida profissional, sempre zelando por um futuro melhor para mim.

E ao meu irmão por agüentar meu estresse todo esse tempo e, apesar de todas as discussões, sempre mostrar-se disposto a me ajudar quando necessário interessado pelos assuntos abordados pela área de educação física, confiar na minha competência profissional e por ser paciente e compreensivo.

Agradecimentos

Apesar de a monografia ser um trabalho individual ela não seria possível sem a ajuda e o apoio de muitas pessoas. E eu não poderia deixar de agradecer a todos que fizeram parte da conclusão desse trabalho.

Agradeço a primeiramente a Deus por ter chegado até aqui, pois o caminho foi árduo, uma vez que foi necessário ingressar num curso de física e matemática para eu descobrir que a educação física era realmente a faculdade que eu queria fazer, e Ele me ajudou a ter perseverança e força de vontade para tentar mudar de curso, passando novamente no vestibular da Unicamp e, assim, correr atrás de um sonho.

Agradeço muito o meu orientador Ricardo Machado Leite de Barros, que é um grande exemplo de dedicação e competência profissional, muito bem conceituado na área de biomecânica, competente, inteligente e respeitado no mundo acadêmico. Ele me ajudou, abrindo portas em momentos cruciais de minha graduação, me motivando a seguir a área acadêmica e a não deixar de estudar nunca, me ensinou que para ser um bom profissional é necessário sempre buscar aprender, e ser o mais independente possível.

A minha co-orientadora Jerusa Petrónna Resende Lara, uma pessoa responsável, competente, prestativa, inteligente, esforçada e paciente, que se dedicou a essa monografia tanto quanto eu, sempre estando disposta a me auxiliar e a me ensinar e, muitas vezes deixando de trabalhar em seu mestrado para me ajudar. Ela, que teve que me aturar durante um semestre inteiro lhe importunando durante a disciplina de biomecânica, da qual ela era PED, posteriormente foi meu “braço direito” no desenvolvimento e conclusão da minha iniciação científica e agora, mostrando-se mais uma vez competente e paciente, sendo minha co-orientadora de monografia.

Ao amigo Tiago Guedes Russomanno, que ao perceber meu grande interesse pelo atletismo durante as aulas da disciplina de atletismo, na qual ele era PED, me convidou a conhecer o Laboratório de Instrumentação para Biomecânica (LIB) e,

posteriormente me incentivou a realizar uma pesquisa de iniciação científica nessa área, que foi onde tudo começou.

Ao professor Orival Andries Junior, um eterno apaixonado pela Educação Física e pelo esporte, em especial o triathlon, homem dedicado e inteligente, sendo para mim uma grande referência na pedagogia da natação, modalidade esportiva que sou apaixonada e a qual trabalho atualmente. Que muito mais do que um professor, tornou-se um amigo, e proporcionou-me a oportunidade de ser bolsista do programa de auxílio didático (PAD) de sua disciplina, me ensinando como ministrar e me comportar diante de uma sala de aula.

Aos maiores responsáveis pela escolha de minha carreira e por minha formação esportiva, de trabalho em equipe, de meu caráter, e referencia como profissionais: Rodrigo de Campos Salles e Estevan Pachelli, meus técnicos de natação. Apaixonados pelo trabalho que realizam me mostraram que o mais importante para se obter o sucesso profissional é amar e se dedicar ao que faz que não basta apenas ser bom e competente, é preciso ir bem mais além das piscinas para conhecer e treinar um atleta. Obrigada pelos anos de dedicação aos meus treinos e competições, aos conselhos, por serem bem mais que técnicos e amigos, por nunca deixarem de me ajudar, por me fazerem crescer e me tornar a pessoa que sou hoje, por serem como “meus paizões”.

Aos meus amigos de Indaiatuba que me ajudaram e me apoiaram em cada decisão da minha vida, em cada mudança, que me agüentaram durante anos. Aos meus amigos do “cursão”, curso 51 da UNICAMP, que durante um ano inteiro me ouviram choramingar pelos cantos dizendo que eu havia escolhido o curso errado, e sempre tentando me fazer levantar a cabeça e sorrir, mesmo com a minha insatisfação e infelicidade, e que festejaram junto comigo quando eu finalmente consegui ingressar na Educação Física. E também aos meus amigos de faculdade, em especial a turma do 07 DIURNO (minha turma) e da equipe de natação da UNICAMP (USSR), que me proporcionaram muitos momentos de alegria e descontração.

Agradeço especialmente meus padrinhos, minha família e em especial a todos da família Mansano, por sempre estarem ao meu lado e serem tão compreensivos.

Ao meu namorado Endrigo que tem se mostrado muito paciente e compreensivo com o meu mau humor, sempre tentando me proporcionar momentos

inesquecíveis, dentro e fora da faculdade, e por me mostrar que ainda vale a pena acordar cedo e ir para a faculdade no último ano de graduação.

À Unicamp por ceder o espaço físico para a realização das coletas de dados. Ao Laboratório de Instrumentação para Biomecânica, da Faculdade de Educação Física da Unicamp e todo o pessoal que lá se encontra por sempre estarem dispostos a ajudar, seja quem for a obter sucesso em suas pesquisas.

Agradecimento aos membros da banca que aceitaram o convite para contribuir na finalização deste trabalho.

KAKAZU, Keila. **Análise cinemática tridimensional da prova de 5.000 metros**. 2010. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação)-Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2010.

RESUMO

As corridas de fundo são conhecidas atualmente em virtude da grande exigência fisiologia, psicológica, técnica e tática dos atletas. Para que o atleta consiga obter um bom resultado na prova, é necessária a manutenção da técnica e da velocidade durante toda a duração da mesma. O presente trabalho objetiva analisar parâmetros lineares e angulares da prova de 5.000 metros, através de uma análise cinemática tridimensional. Para as coletas dos dados foram utilizadas seis câmeras digitais a 60 Hz. Analisou as duas últimas passadas de cada volta, dentro de um volume delimitado. O Sistema Dvideow foi utilizado para a reconstrução e análise cinemática 3D (Figuroa, et.al., 2003). Utilizou-se o modelo de corpo rígido de 18 pontos proposto por Zatsiorsky (1990) para delimitar o corpo do atleta. Os pontos foram marcados manualmente digitalizados no Sistema Dvideow, para delimitar 12 segmentos corporais. O software matemático MATLAB foi utilizado para o tratamento dos dados e análise das variáveis, permitindo uma análise quantitativa intra-atleta. Os resultados referentes à metodologia mostram que houve uma queda significativa no comprimento de passadas ($p < 0.05$), com relação ao número de voltas, enquanto que na frequência de passadas não foi possível encontrar o mesmo resultado ($p = 0.0997$), conseqüentemente a velocidade sofreu uma queda e o tempo de contato do pé com solo aumentou. Com relação aos parâmetros angulares, foi possível identificar os máximos e mínimos dos ângulos de quadril, joelho e tornozelo, e seus comportamentos durante a prova. Finalmente, pode-se afirmar que a continuidade desse trabalho pode, futuramente, auxiliar técnicos e seus atletas.

Palavras-Chaves: biomecânica; cinemática; atletismo; corrida.

KAKAZU, Keila. **Three-dimensional kinematic analysis of 5.000-meters running**. 2010. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação)-Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2010.

ABSTRACT

The long distance running are currently known because of strong demand physiology, psychology, technique and tactics of the athletes. In order to the athlete can get a good result at trial is necessary to maintain technique and speed throughout its duration. This paper aims to analyze linear and angular parameters of the 5,000 meters running, through a three-dimensional kinematic analysis. For the collections of data were used six digital cameras at 60 Hz perianal up the last two strides of each round, within a limited volume. Dvideow System was used for reconstruction and 3D kinematic analysis (Figuroa, et.al. 2003). We used the rigid body model of 18 points proposed by Zatsiorsky (1990) to delimit the athlete's body. The points were marked manually scanned the system Dvideow, to define 12 body segments. The mathematical software MATLAB was used for data processing and analysis of the variables, allowing a quantitative analysis of intra-athlete. The results concerning the methodology showed that there was a significant decrease in the length of steps ($p < 0.05$), with the number of turns, while the frequency of passes could not find the same result ($p = 0.0997$), therefore the speed fell and the time of foot contact with the soil increased. With respect to the angular parameters, we could identify the maximum and minimum angles of hip, knee and ankle, and their behavior during the race. Finally, it can be affirmed that the continuation of this work could someday help coaches and athletes.

Keywords: biomechanics; kinematics; athletics; running

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Posicionamento das câmeras	23
Figura 2 -	Modelo de marcação dos 18 pontos corporais	24
Figura 3 -	Definição dos ângulos analisados	26
Figura 4 -	Porcentagem do ciclo de corrida	27
Figura 5 -	Comprimento e frequência de passadas pelo número de voltas	29
Figura 6 -	Regressão linear do comprimento e frequência de passadas	30
Figura 7 -	Velocidade média por número de voltas	31
Figura 8 -	Tempo de contato médio	32
Figura 9 -	Regressão linear da velocidade média e tempo de contato	33
Figura 10 -	Ciclo iniciando-se pela perna direita, lado direito	36
Figura 11 -	Ciclo iniciando-se pela perna direita, lado esquerdo	38
Figura 12 -	Ciclo iniciando-se pela perna esquerda, lado direito	40
Figura 13 -	Ciclo iniciando-se pela perna esquerda, lado esquerdo	42
Figura 14 -	Regressão linear dos parâmetros angulares, lado direito	44
Figura 15 -	Regressão linear dos parâmetros angulares, lado esquerdo	46

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Variáveis lineares.....	34
Tabela 2 - Variáveis angulares dos movimentos articulares.....	43

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

PD	Passadas
PS	Passo
COMP	Comprimento
FREQ	Frequência
Vm	Velocidade média
t.cont.	Tempo de contato
DP	Desvio padrão
VEL.	Velocidade
V	Volta
Máx.Ext.	Máximo de Extensão
Máx.Flex.	Máximo de Flexão
Quad D	Quadril direito
Quad E	Quadril esquerdo
Joe D	Joelho direito
Joe E	Joelho esquerdo
Plant D	Plantar direito
Plant E	Plantar esquerdo
Dors D	Dorsal direito
Dors E	Dorsal esquerdo
FEF	Faculdade de Educação Física
UNICAMP	Universidade Estadual de Campinas

SUMÁRIO

1 Introdução	14
2 Referencial Teórico	15
2.1 A Cinemática	15
2.2 O Sistema para Análise da Cinemática	16
2.3 Corridas de Fundo	16
2.4 Fatores que Influenciam na Alteração da Técnica e Desempenho de Corridas de Fundo.....	17
3 Justificativa	19
4 Objetivo	20
4.1 Objetivo Geral.....	20
4.2 Objetivos Específicos.....	20
5 Materiais e Métodos	21
5.1 Materiais	21
5.2 Métodos	22
5.2.1 Sujeito	22
5.2.2 Aquisição de Dados	22
5.2.3 Medição	23
5.2.4 Sincronização e Calibração	25
5.2.5 Variáveis Experimentais	26
5.2.6 Análise de Dados	27
6 Resultados	28
7 Discussão	47
8 Considerações Finais	50
9 Referências Bibliográficas	51

1 Introdução

Nos dias atuais, as corridas de fundo vêm se tornando cada vez mais populares, sendo praticada por profissionais e amadores, e conhecidas por suas grandes exigências, tanto no treinamento, quanto na hora da prova. Além disso, para que o atleta possa concluir a prova num menor tempo possível, é preciso que este consiga manter uma boa manutenção da técnica e velocidade durante toda a duração da prova, sendo tais fatores abordados pela área de biomecânica.

Este trabalho foi realizado com o intuito de verificar a análise da técnica durante a prova de fundo, no caso os 5.000m, a fim de, assim, colaborar com a melhoria do desempenho de um atleta, e também, possibilitar a expansão da pesquisa para demais atletas.

Após estas considerações iniciais, será apresentado a seguir um breve referencial teórico, no intuito de discutir os principais aspectos dos temas abordados nesse estudo: cinemática, análise cinemática tridimensional, corridas de fundo, e fatores que influenciam na técnica de um corredor.

2 Referencial Teórico

2.1. A Cinemática

A cinemática é a parte da Física que trata da ‘geometria’ do movimento de um corpo, procurando obter relações entre as grandezas posição, velocidade e aceleração do corpo e o tempo em que ocorre o movimento (BERR & JOHNSTON, 1991).

Dentro da Biomecânica existe uma área de estudos metodológicos que trata da obtenção de variáveis cinemáticas com o objetivo de descrever e analisar o movimento humano. Para isso é necessária a elaboração de um modelo do corpo humano, sendo possível destacar dois modelos físicos: o modelo do ponto material e o modelo de corpos rígidos (PATERNIANI, 2001).

O primeiro modelo considera o ponto material como uma quantidade limitada de matéria, no qual as dimensões podem ser desprezadas. Em análises biomecânicas, o modelo do ponto material pode ser utilizado, por exemplo, para calcular a variação da velocidade de um corredor durante determinada prova, onde a localização deste ponto poderia ser estimada e medida e, medindo-se o tempo da passagem, seria possível obter uma estimativa da velocidade média do atleta em cada intervalo considerado. No entanto, caso houvesse interesse de analisar outras variáveis como variações de angulações e rotações de membros, seria interessante adotar o segundo modelo (modelos de corpos rígidos).

Um corpo rígido pode ser definido como um sistema formado por um conjunto de partículas cujas posições relativas permanecem fixas durante o movimento do corpo (SYMON, 1986). Onde são possíveis os movimentos de translação, rotação em torno de um eixo e diversas combinações de translações e rotações (movimentos gerais).

2.2. O Sistema para Análise Cinemática

A análise cinemática tridimensional de movimentos humanos é uma metodologia frequentemente utilizada em biomecânica, tendo sido adotada para o estudo da marcha humana, na análise de gestos esportivos, no estudo da coluna vertebral durante o movimento, na análise dos movimentos da caixa torácica durante a respiração entre várias outras aplicações. Além disso, a análise cinemática tridimensional pode ser considerada um potente instrumento de avaliação, que permite uma análise quantitativa de movimentos (SARRO, 2003).

O sistema utilizado para a análise cinemática tridimensional de movimentos humanos foi um sistema de videogrametria desenvolvido por Barros et al. (1999) e instalado no Laboratório de Instrumentação para Biomecânica da Faculdade de Educação Física da UNICAMP, denominado Dvideow – Digital Video for biomechanics for Windows 32 bits.

O sistema Dvideow consiste em equipamentos não dedicados e em um programa de computador que permite a utilização de marcadores passivos e ativos sob diferentes condições experimentais, garantindo a confiabilidade de resultados, simplicidade de operação e baixo custo. Possibilita reconstrução bidimensional e tridimensional do movimento, a partir de sequência de imagens obtidas por câmeras de vídeo (BARROS et al., 1999).

2.3. Corridas de fundo

A corrida é uma das modalidades mais antigas do atletismo, no qual o objetivo é percorrer determinada distância num menor tempo possível. Ela pode ser dividida em corridas de curta distância ou velocidade (100m, 200m ou 400m rasos), média distância ou meio fundo (800m ou 1500m), e longa distância ou fundo (5.000m, 10.000m, 42.195m-maratona).

De acordo com a Confederação Brasileira de Atletismo (CBAt) a estrutura do passo de meio fundo e fundo se dá da seguinte maneira: a posição do pé no contato com o solo varia de acordo com a intensidade da corrida; a perna livre balança à frente com ângulo

aberto ao joelho; a extensão do quadril, perna e pé, na fase de impulso, pode ser completa (meio fundo) ou incompleta (fundo); a elevação do joelho é menos; o movimento dos braços é mais curto com pouca extensão do cotovelo.

Além disso, o passo é dividido em três fases, sendo elas: apoio, vôo e apoio. Sendo importante ressaltar que na fase de apoio o principal objetivo é obter uma eficiente ação do pé, e as características técnicas se dão da seguinte forma: primeiro contato com a parte exterior do calcanhar em corridas mais lentas; parte média (metatarso) do pé tem o primeiro contato em corridas mais rápidas; o pé roda de trás para frente, em movimento de “mata-borrão” para executar o impulso.

Cabe ressaltar que cada corredor apresenta uma faixa de variação do comprimento e frequência das passadas. Quanto maior a estatura do corredor, e/ou seu comprimento de pernas, maior poderá ser seu comprimento das passadas. Por outro lado, longas passadas geram maior impacto do pé com o solo. Já o oposto ocorre com a frequência das passadas; quanto maior a estatura do corredor, e/ou seu comprimento de pernas, menor poderá ser sua frequência (HUNTER et. al., 2004).

2.4. Fatores que Influenciam na Alteração da Técnica e Desempenho de Corridas de Fundo

De acordo com a distância a ser percorrida, encontramos diversos fatores que influenciam no bom desempenho do corredor. No caso das provas de fundo e meio fundo podemos citar alguns fatores táticos e técnicos como o comprimento e frequência da passada, técnica de corrida, entre outros. As técnicas de corrida dos atletas se diferenciam de diversas maneiras. Fatores como a flexibilidade (e.g. Graib et al., 1996; Nelson et al., 2001), função neuromuscular (e.g. Paavolainen et al., 1999 a, 1999b), estrutura corporal (e.g. Cavanaght and Kram, 1989), distribuição das fibras musculares (e.g. Bosco et al., 1982, Kyröläinen et al., 2003), anos de treinamento e histórico de lesões (e.g. Slawinski and Billat, 2004), tem sido estudados para explicar essas diferenças.

Foi observado também, que as variáveis cinemáticas de corredores de meio fundo são similares às dos corredores de longa distância. Uma ótima mecânica de corrida garante ao atleta que todo seu potencial neuromuscular está sendo utilizado, melhorando a economia e o desempenho da corrida do atleta (Skof and Stuhec, 2004).

Corridas de longa distância demandam do corredor um equilíbrio energético, devido às características dessa prova que exigem grande consumo energético, determinação e condição aeróbia. Além, disso, há conhecimento de que, nas corridas de média e longa distância, a performance máxima depende da otimização da capacidade aeróbia e dos fatores biomecânicos, que juntas determinam o gasto energético do atleta (Slawinski and Billat, 2004).

Lenskinen (2009) realizou um estudo comparativo sobre a cinemática entre corredores de elite e corredores de nível nacional durante os 1.500 metros. O objetivo do estudo foi determinar as diferenças entre a cinemática de corrida dos grupos em questão, analisando a segunda volta dos 1.500m, dados coletados durante a final do Campeonato Mundial de 2005. Para a coleta dos dados foram utilizadas duas câmeras que operam em alta velocidade, a 200 Hz. As variáveis analisadas foram os ângulos de joelho, tempo de contato do pé com o solo, velocidade angular do joelho, velocidade, comprimento de passada. Como resultado concluiu que os corredores de elite utilizam a energia elástica de forma mais eficiente, com a combinação do mínimo de trabalho concêntrico, que levam a melhora do desempenho de suas corridas.

Outros autores também realizaram estudos parecidos, comparando corredores de distância de elite com bons corredores. Dillaman (1975) concluiu que os corredores de elite apresentam comprimento de passo (CP) maior numa velocidade dada, em corridas de distância, enquanto que Kunz & Kaufmann (1981) estudaram em um tiro de corrida, e Cavanagh (1977) encontrou um CP mais curto. Porém, Cavanagh não encontrou valores significativos nos ângulos da coxa com a vertical ou no ângulo do joelho, torques musculares totais durante a fase de oscilação.

Observando alguns estudos realizados, podemos citar interessante, também, os estudos que relacionaram os fatores biomecânicos e a economia de corrida, verificado por Kyröläinen, Belly & Komi (2001), que analisou a cinemática, cinética e atividade muscular, para explicar a economia de corrida em diferentes velocidades, concluindo que diversos fatores influenciam no gasto de energia, porém, sem encontrar nenhum parâmetro exclusivamente biomecânico que pudesse influenciar, ou explicar, a economia de corrida.

3 Justificativa

De acordo com a literatura, grande parte dos estudos relacionados à biomecânica da corrida realiza-se em situações experimentais controladas, tornando-se difícil a obtenção de dados comparativos do desempenho em situações de competição. Isso ocorre em virtude de que informações como padrões de movimento, são frequentemente influenciados durante a competição, devido às estratégias ou presença de outros corredores, o que acaba dificultando o isolamento dos fatores biomecânicos para o desempenho.

Tendo em vista os estudos citados no capítulo 2.4, mostrou-se interessante analisar a cinemática da prova dos 5.000m, avaliando o comprimento e frequência de passadas, tempo de contato do pé com o solo, velocidade média no decorrer da prova, além de parâmetros angulares relacionados aos membros inferiores (quadril, joelho e tornozelo). Sendo assim, o objetivo deste trabalho foi analisar a cinemática tridimensional dos 5.000 metros, de um atleta, sendo comparados dados do atleta de acordo com variáveis obtidas através das imagens capturadas pelas filmagens, em cada volta do percurso, totalizando treze voltas, dentro de um espaço delimitado.

4 Objetivo

4.1 Objetivo Geral

- Análise cinemática tridimensional da prova de 5.000 metros.

4.2 Objetivos Específicos

- Analisar parâmetros lineares como: velocidade média do centro de massa, comprimento e frequência de passadas, tempo de contato do pé com o solo, e relacioná-los.
- Analisar parâmetros angulares como: ângulo de quadril (máximo de flexão e mínimo de extensão), joelho (máximo de flexão e máximo de extensão) e tornozelo (máximo de flexão plantar e máximo de flexão dorsal).

5 Materiais e Métodos

5.1 Materiais

Inicialmente, para a coleta de dados, foi proposta a utilização de 04 câmeras digitais da marca BASLER® A602fc, todas com seus respectivos tripés, para aquisição das imagens, em fitas Mini-DV. E a transferência das imagens das câmeras para o computador se daria através de placas de captura, padrão IEEE1394, para que assim as imagens pudessem ser arquivadas no formato AVI.

No entanto, surgiu a oportunidade de utilizarmos outro tipo de câmeras digitais, da marca JVC – HD Everio GZ-HD6, que possibilita filmagens em alta definição, além de trazer a esse estudo benefícios como uma melhor qualidade das imagens para a aquisição dos dados necessários; maior velocidade de captura das imagens; possibilidade de utilização de zoom, para melhorar a visualização do atleta; diminuição de custos, visto que a captura das imagens se dá na memória da própria câmera e pode ser facilmente transferida a um computador; redução no volume de materiais a serem transportados para a coleta, uma vez que não há necessidade de levar computadores. Além disso, ao invés de utilizarmos 04 câmeras utilizamos 06 câmeras, o que aumentou ainda mais a precisão na captura e análises dos dados, e diminuiu o número de erros a serem cometidos nas análises.

A transferência das imagens das câmeras para o computador se deu através de um cabo simples de USB, sendo que as imagens são arquivadas no formato TOD. Como dito anteriormente, as imagens de vídeo coletadas durante as coletas de dados foram arquivadas em formato TOD, sendo assim, foi necessário converter as imagens para o formato AVI para que fosse possível a utilização do sistema Dvideow (FIGUEROA *et al.* 2003) para a medição dos dados. Para isso utilizamos o software de conversão Adobe Premiere Elements 8.0.

5.2 Métodos

5.2.1 Sujeito:

Para a realização da coleta de dados solicitou-se a participação de um sujeito do sexo feminino, com idade de 21 anos, do nível amador e com o tempo de treino superior a 5 anos.

5.2.2 Aquisição de dados:

A coleta de dados foi realizada na pista de atletismo da Faculdade de Educação Física da UNICAMP, no dia 31/03/2010, onde foi demarcado um volume de 10.0m de comprimento e 2.44m de largura (distância que totaliza a somatória do espaço de duas raias da pista de atletismo da UNICAMP), para a captura das imagens.

Neste trabalho adotou-se o termo “passada” (PD) para definir um ciclo de corrida, quando um pé entra em contato com o solo até que o mesmo pé toque o solo novamente; enquanto que o termo “passo” (PS) foi adotado para definir meio ciclo de corrida, que é quando um pé entra em contato com o solo até o pé oposto tocar o solo. (HUNTER; MARSHAL; MCNAIR, 2004).

Definimos o comprimento das passadas como a distância entre o contato de um dos pés com o solo até o próximo contato do mesmo pé, e a frequência das passadas como o número de passadas apresentado em um determinado tempo, no caso segundos.

Foram analisadas as últimas duas passadas que a atleta deu antes de cruzar a demarcação do final dos 400m da pista de atletismo, 1 volta na pista, durante as 13 voltas realizadas.

As câmeras foram posicionadas de acordo com a figura 1:

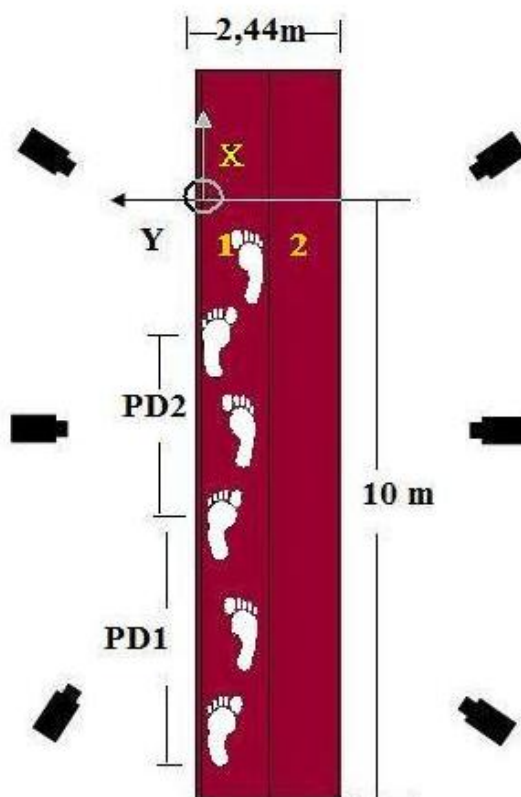


Figura 1- Posicionamento das câmeras; delimitação do volume de captura das imagens, sistema de coordenadas, definição de passada. PD: passada.

A filmagem, realizada com as 06 câmeras digitais, se deu com a resolução em *full high definition* (FHD), e frequência de aquisição das imagens de 60 Hz e shutter de 1/1000.

5.2.3 Medição

Neste trabalho foi utilizado o modelo de corpo rígido de 18 pontos proposto por Zatsiorsky (1990) para encontrar o centro articular de cada segmento corporal. Os pontos foram manualmente digitalizados no sistema Dvideow (FIGUEROA *et al.* 2003), para delimitar 12 segmentos corporais do atleta, sendo eles: cabeça, tronco, braço, antebraço, coxa, perna e pé de ambos os lados. E assim permitir a obtenção do centro de massa do atleta.

A partir das imagens de vídeo capturadas durante as coletas de dados, mediu-se manualmente as estimativas dos centros articulares utilizando o sistema Dvideow o qual, a partir de conceitos matemáticos aplicados ao processamento digital de imagens, obtém coordenadas 3D dos 18 pontos do modelo de corpo rígido a partir de pontos 2D (imagem da câmera) desses mesmos pontos.

O sistema Dvideow também foi usado na análise cinemática das imagens para a marcação dos pontos no corpo dos corredores. Dezoito pontos foram marcados, manualmente, no corpo do atleta: 1. vertex da cabeça, 2. incisura jugular, 3. centro articular do ombro direito, 4. centro articular do cotovelo direito, 5. centro articular do punho direito, 6. centro articular do ombro esquerdo, 7. centro articular do cotovelo esquerdo, 8. centro articular do punho esquerdo, 9. centro articular do quadril direito, 10. centro articular do joelho direito, 11. centro articular do maléolo direito, 12. calcanhar direito, 13. halux do pé direito, 14. centro articular do quadril esquerdo, 15. centro articular do joelho esquerdo, 16. centro articular do maléolo esquerdo, 17. calcanhar esquerdo, 18. halux do pé esquerdo. Assim a reconstrução 3D do modelo de corpo rígido do atleta possuirá 12 segmentos.

O modelo de marcação dos 18 pontos marcados manualmente, para delimitar os 12 segmentos corporais do atleta pode ser observado na figura 2:

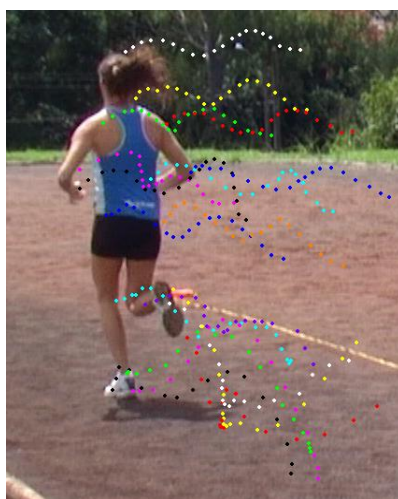


Figura 2- Modelo de marcação dos 18 pontos que delimitam os 12 segmentos corporais do atleta.

Com o uso do *software* matemático MATLAB realizou-se o tratamento dos dados obtidos e a análise das variáveis da cinemática tridimensional do atleta. E, através de manipulações algébricas, foi possível a obtenção de funções que deram origem à tabela e aos gráficos das variáveis cinemáticas, permitindo uma análise quantitativa intra-atleta, que serão analisados mais adiante.

A obtenção do centro de massa dos segmentos corporais e do atleta foi baseada no modelo antropométrico descrito em Zatsiorsky *et al.* (1990). Para a calibração e reconstrução das coordenadas 3D do atleta utilizamos o sistema Dvideo.

5.2.4 Sincronização e Calibração

A sincronização das câmeras de vídeo foi realizada utilizando a banda de áudio, método que consiste em gerar e transmitir um sinal de áudio através de radiofrequência para receptores conectados à entrada de microfone das câmeras inserindo o sinal na banda de áudio. E através da utilização de um software consegue-se calcular a defasagem temporal entre os sinais e depois utilizá-la para interpolar as trajetórias das projeções sincronizadas, permitindo assim uma melhor acurácia na sincronização das câmeras (BARROS *et. al.*, 2005).

Para efetuar a calibração móvel das câmeras, foram marcados 10 pontos, dentro de um volume de 10m de comprimento, 2.44m de largura e 2m de altura, na pista de atletismo, uma vez que, sabendo as distâncias entre os pontos fixos no chão, e por triangulação, chega-se numa matriz de referência. E a partir das informações, na localização espacial do objeto, obtidas através de uma reconstrução tridimensional de suas coordenadas a cada instante, é estabelecida uma relação geométrica entre o objeto de interesse e sua imagem, tornando-se possível, assim, obter informações importantes para melhorar a qualidade de calibração das câmeras.

A sincronização das câmeras, realizada durante a coleta e o teste da acurácia (resultando em 0.066m), feito posteriormente, permitem a visualização das imagens de todas as câmeras no mesmo instante em que as ações ocorreram e verifica a exatidão da medição dos dados, respectivamente. E somente após tais verificações é possível realizar a análise dos dados.

5.2.5 Variáveis Experimentais

No presente trabalho a análise cinemática tridimensional se deu através de cálculos de variáveis lineares e angulares. As variáveis lineares obtidas foram velocidade média (V_m) do centro de massa, comprimento de passadas, comprimento dos passos, velocidade dos passos, frequência de passadas e tempo de contato do pé com o solo. Enquanto que para as variáveis angulares foram calculados os ângulos de máximo de flexão e máximo de extensão de quadril, ângulos de máximo de flexão e máximo de extensão de joelho, e ângulos de máximo de flexão plantar e máximo de flexão dorsal.

Os ângulos de quadril, joelho e tornozelo foram definidos conforme a figura 3, descrita abaixo:

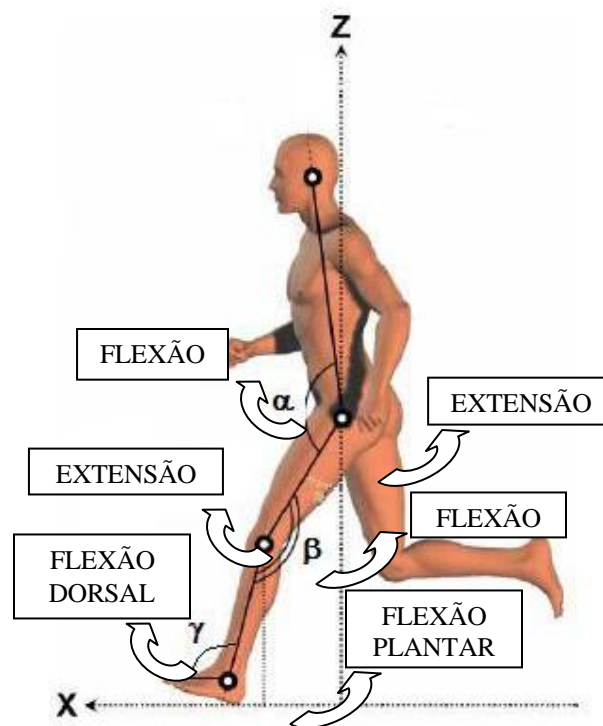


Figura 3- Definição dos ângulos analisados: α = ângulo do quadril; β = ângulo do joelho; γ = ângulo do tornozelo.

5.2.6 Análise de Dados

A análise das variáveis lineares e angulares se deu através do *software* matemático MATLAB, onde foi possível chegar aos resultados finais. Sendo que o tipo de análise realizada nesse trabalho, uma análise comparativa intra-atleta, se deu através comparação de dados discretos e curvas, ou seja, tabelas e gráficos.

Com relação às variáveis lineares, calculou-se o comprimento (COMP.) e frequência (FREQ.) de cada passada no decorrer das 13 voltas realizadas pelo atleta, e a partir da análise de regressão linear, foi possível perceber se as variáveis em questão aumentaram ou diminuíram significamente no decorrer das 13 voltas. Relacionou-se também a velocidade média (V_m) do centro de massa e o tempo de contato médio do pé com o solo (t. cont.) no decorrer de cada volta.

Para a análise dos parâmetros angulares relacionou-se os ângulos com a porcentagem do ciclo de corrida (0 % 1º contato do pé com o solo; 100 % saída do ultimo pé), descrevendo cada fase da passada (primeiro contato do pé com o solo, máxima flexão do joelho, máxima extensão do quadril e joelho, máxima flexão plantar, apoio da outra perna, e assim por diante). Na figura 4, a primeira metade, em preto, descreve a primeira passada, enquanto que a segunda metade, em azul, representa a segunda passada analisada.

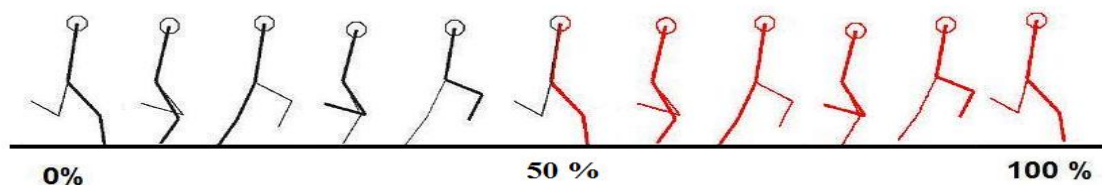


Figura 4-Porcentagem do ciclo de corrida, sendo demonstrados os dois ciclos de passada analisados.

Através da comparação dos gráficos e tabelas, juntamente com a Figura 4, foi possível analisar os ângulos do quadril, joelho e tornozelo de cada lado, verificando o que acontece com os ângulos no decorrer do ciclo para as 13 voltas realizadas, levando-se sempre em consideração as seguintes variáveis: ângulos de máximo de flexão e máximo de

extensão de quadril, ângulos de máximo de flexão e máximo de extensão de joelho, e ângulos de máximo de flexão plantar e máximo de flexão dorsal.

6 Resultados

Os dados analisados foram obtidos durante cada volta que a atleta deu na pista de atletismo, totalizando, ao final, um total de 13 voltas, em virtude do posicionamento das câmeras na marcação de 400m.

Com os dados obtidos, foram feitas comparações lineares de cada volta com relação ao comprimento, frequência e velocidade média de cada passada, comprimento, velocidade e tempo de contato do pé com o solo em cada volta, verificando o desempenho da atleta durante a simulação de prova. Além de relações com os dados angulares, onde foram calculados os ângulos de máximo de flexão e máximo de extensão de quadril, ângulos de máximo de flexão e máximo de extensão de joelho, e ângulos de máximo de flexão plantar e máximo de flexão dorsal.

De acordo com a relação matemática entre a velocidade, o comprimento das passadas e a frequência das passadas ($V = \lambda \cdot f$; onde V é a velocidade, λ o comprimento das passadas e f a frequência das passadas), a velocidade do corredor pode ser calculada através do produto do comprimento das passadas e a frequência das passadas.

A figura 5 faz uma relação entre o comprimento e frequência das passadas, relacionada com o número de voltas realizadas pelo atleta.

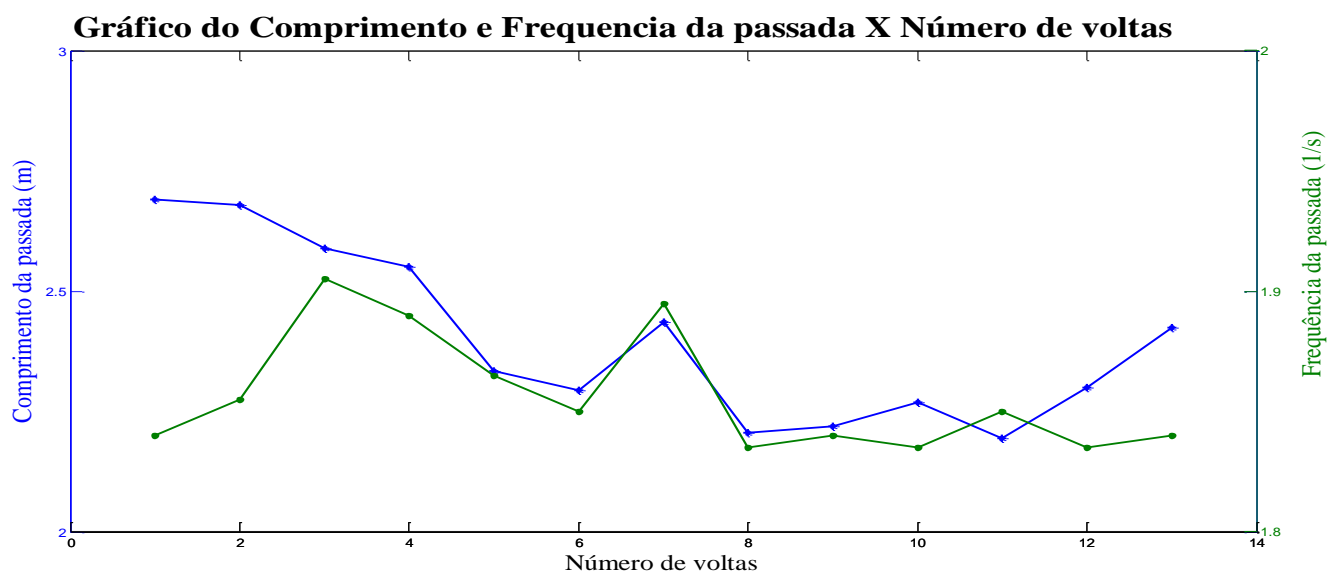


Figura 5- Comparação entre o comprimento e a frequência de passadas pelo número de voltas.

Analisando a figura 5, percebe-se que o atleta apresentou uma queda gradativa no comprimento da passada até, aproximadamente, a volta 6, posteriormente obteve um pequeno pico na volta 7, e novamente uma queda gradativa até a volta 11, onde começou a aumentar de forma gradativa o comprimento das passadas, antes de chegar ao final dos 5.000m. O gráfico comportou-se dessa maneira devido à possível exaustão provocada pela corrida, e no que diz respeito ao aumento da velocidade observado na volta 7, pode ser justificado pelo fato do atleta ter se hidratado nesse período, que serviu de incentivo para melhorar o ritmo de corrida, aumentando o comprimento de passada nesta volta em especial. Já ao final da prova tal parâmetro volta a subir em virtude do “sprint” final dado para o término da mesma.

Juntamente com o comprimento das passadas é possível analisar a frequência das passadas, que apresentou comportamento oposto, até a volta 3, já que, enquanto o comprimento das passadas diminuía, a frequência aumentava. A partir de então ambas variáveis passaram a comportar-se da mesma maneira, e somente a partir da volta 11 é que passaram a comportar-se de maneira oposta novamente. No que se refere ao período das três primeiras voltas, a ascensão na frequência de passada pode ser explicada como um incentivo que o atleta sofreu ao final da prova.

Através da análise de regressão linear, foi possível afirmar que houve uma queda significativa no comprimento de passadas ($p < 0.05$) com relação ao número de voltas, enquanto que na frequência de passadas não foi possível encontrar o mesmo resultado ($p = 0.0997$). A partir da relação entre velocidade, comprimento de passadas de frequência, citada anteriormente, pode-se afirmar que a velocidade diminuiu, em razão da diminuição do comprimento de passadas e, conseqüentemente o tempo de contato com o pé no solo aumentou.

A figura 6 ilustra o comportamento da reta de regressão linear no decorrer dos 5.000 metros, relacionando o comprimento e a frequência de passadas e o número de voltas.

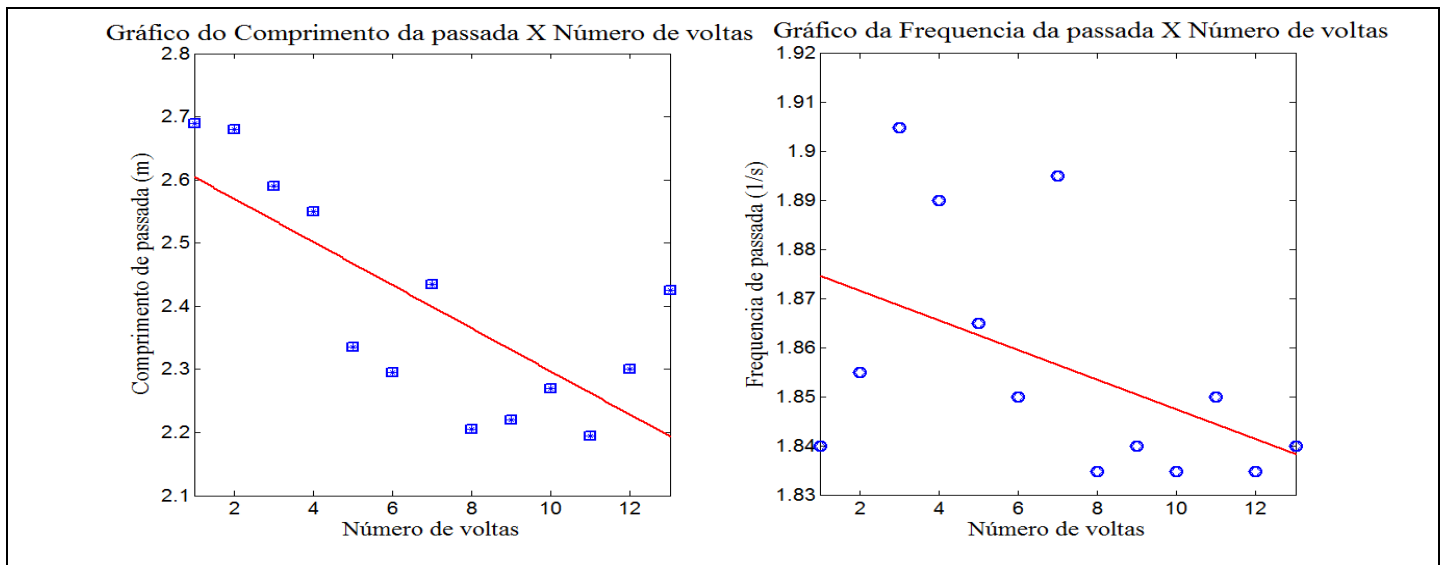


Figura 6-Comprimento ($R^2 = 0.57$; $p = 0.0031$) e frequência ($R^2 = 0.23$; $p = 0.0997$) de passada pelo número de voltas.

A partir dos dados supracitados (comprimento e frequência de passadas) foi possível calcular a velocidade média do atleta, como citado anteriormente.

A figura 7 apresenta o gráfico da velocidade média do centro de massa em função do número de voltas.

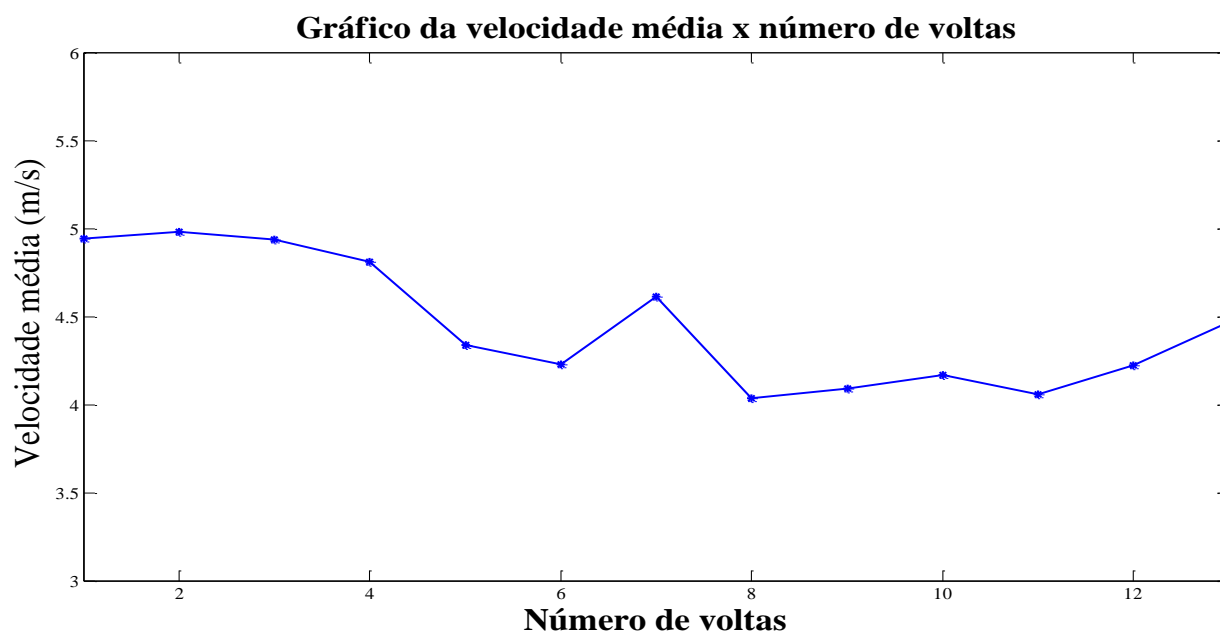


Figura 7- Comportamento da velocidade média no decorrer das voltas analisadas.

Pela análise da Figura 7, pode-se dizer que a velocidade do atleta variou da seguinte forma: manteve-se constante até a volta 4, uma vez que onde começou a sofrer uma pequena queda até a volta 6; houve um aumento de velocidade na volta 7, seguido de uma queda até a volta 8, e posteriormente a velocidade manteve-se praticamente constante até a volta 11, onde sofreu um pequeno aumento de velocidade ao final da volta 11. Vale lembrar que quanto maior for o comprimento e a frequência de passadas, maior será a velocidade, portanto é justificável o fato deste gráfico possuir um comportamento similar ao da Figura 5. Sendo assim, acrescenta-se que a constância que houve na velocidade até a volta 4, deve-se ao aumento do comprimento de passadas e a regressão da frequência.

A figura 8 relaciona o tempo de contato médio dos pés no solo no decorrer das voltas analisadas.

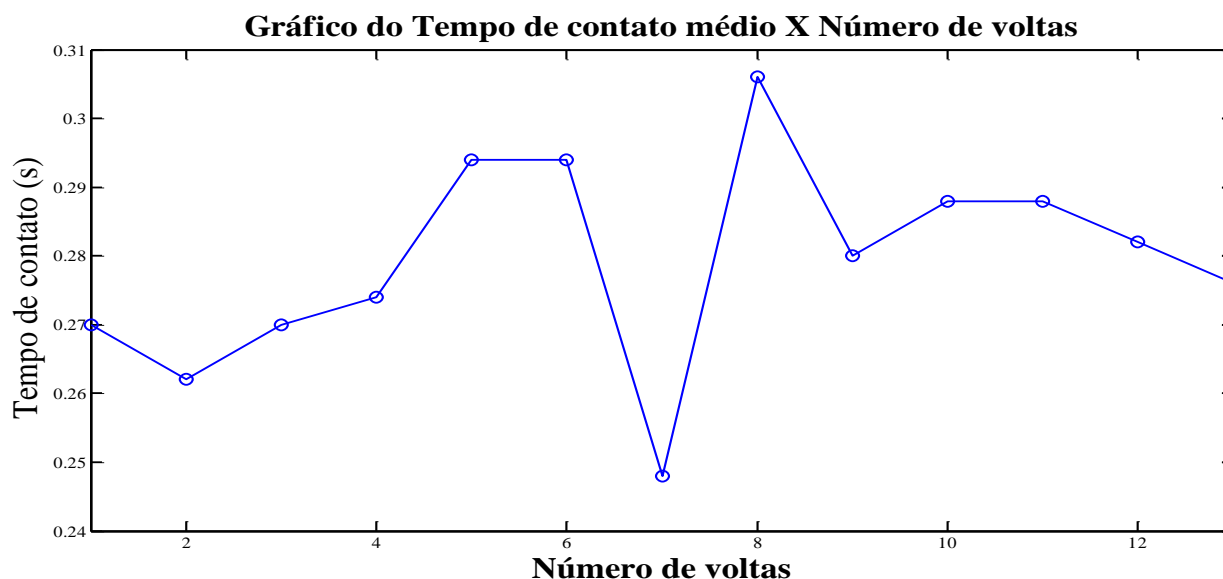


Figura 8- Comparação da média do tempo de contato do pé com o solo e o número de voltas.

Através da análise da figura 8 pode-se perceber que há dois picos e um vale sendo o primeiro na volta 7, indicando uma grande queda no tempo de contato, que pode ser relacionado aos picos dos gráficos anteriores, onde há um aumento da velocidade, frequência e comprimento de passadas. Já o segundo pico, na volta 8, demonstra que houve um aumento significativo no tempo de contato do pé com o solo, que pode ser atribuído à queda da velocidade, frequência e comprimento das passadas.

Após a análise de regressão linear do comprimento e frequência de passadas, onde foi possível afirmar que houve uma queda significativa do comprimento de passadas, realizou-se o mesmo tipo de análise com relação à velocidade média do centro de massa e o tempo de contato médio do pé com o solo, no decorrer da prova. Onde foi possível afirmar que houve uma queda significativa da velocidade média ($p < 0.05$), enquanto que com relação ao tempo de contato médio do pé com o solo não foi possível encontrar resultados significativos, ou seja, não é possível afirmar que esta variável sofreu um aumento significativo.

A figura 9 ilustra o comportamento da reta de regressão linear no decorrer dos 5.000 metros, relacionando a velocidade média do centro de massa e o tempo de contato médio do pé com o solo durante as 13 voltas.

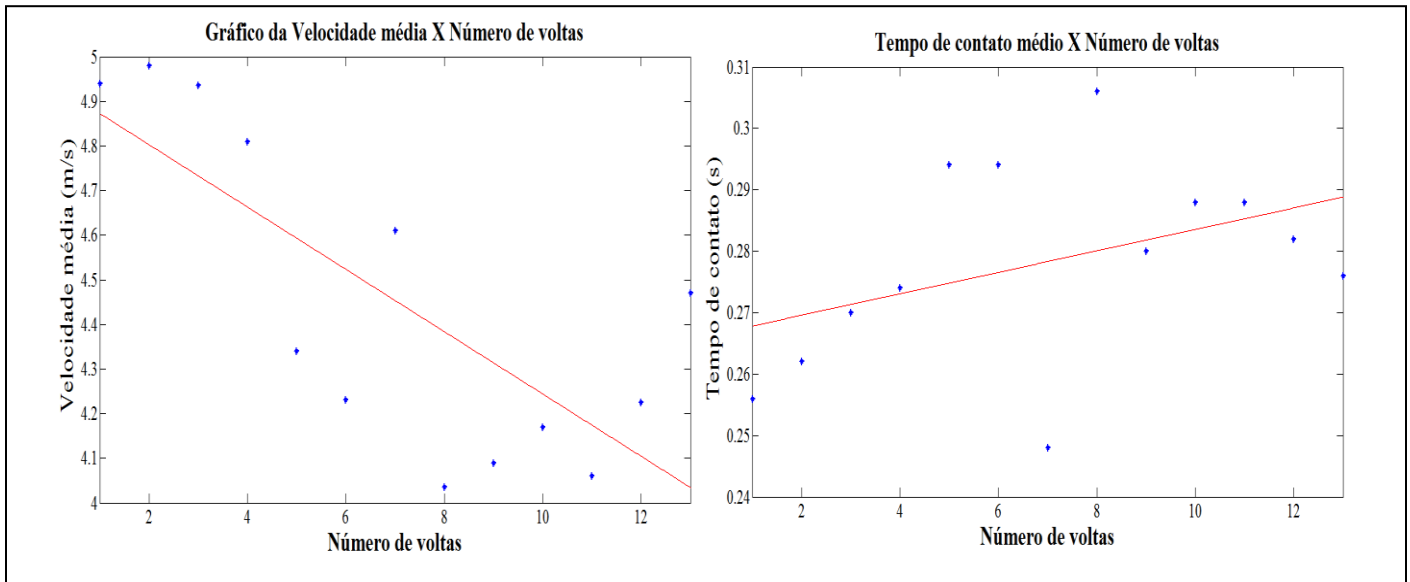


Figura 9– Velocidade média ($R^2 = 0.57$; $p=0.0028$) e tempo de contato médio ($R^2 = 0.17$; $p=0.1594$) de passada pelo número de voltas.

Após a análise de regressão linear do comprimento e frequência de passadas, onde foi possível afirmar que houve uma queda significativa do comprimento de passadas, realizou-se o mesmo tipo de análise com relação à velocidade média do centro de massa e o tempo de contato médio do pé com o solo, no decorrer da prova. Onde foi possível afirmar que houve uma queda significativa da velocidade média ($p<0.05$), enquanto que com relação ao tempo de contato médio do pé com o solo não foi possível encontrar resultados significativos, ou seja, não é possível afirmar que esta variável sofreu um aumento significativo.

A tabela 1, a seguir, foi utilizada a análise dos dados discretos, mostrando a velocidade média de cada passada e de cada passo, comprimento das passadas e dos passos, frequência das passadas e tempo de contato do pé com o solo, em cada passo. Além disso, foi calculado a média e desvio padrão (DP) de cada variável, de todas as voltas.

Tabela 1. Variáveis lineares.

	Vm	Vm	COMP.	COMP.	COMP.	COMP.	COMP.	COMP.	VEL.	VEL.	VEL.	VEL.	FREQ.	FREQ.	t. Cont.	t. Cont.	t. Cont.	t. Cont.	t. Cont.
	PD 1	PD 2	PD 1	PD 2	PS 1	PS 2	PS 3	PS 4	PS 1	PS 2	PS 3	PS 4	PD 1	PD 2	PS 1	PS 2	PS 3	PS 4	PS 5
	(m/s)	(m/s)	(m)	(m)	(m)	(m)	(m)	(m)	(m/s)	(m/s)	(m/s)	(m/s)	(1/s)	(1/s)	(s)	(s)	(s)	(s)	(s)
V1	4,98	4,90	2,71	2,67	1,39	1,32	1,38	1,29	5,21	5,17	5,11	5,09	1,84	1,84	0,27	0,27	0,27	0,27	0,27
V2	5,03	4,93	2,70	2,66	1,39	1,31	1,35	1,31	5,22	5,22	5,26	5,10	1,86	1,85	0,27	0,27	0,27	0,27	0,23
V3	4,96	4,91	2,63	2,55	1,33	1,29	1,32	1,23	5,44	5,14	5,06	5,12	1,89	1,92	0,27	0,27	0,27	0,27	0,27
V4	4,83	4,79	2,52	2,58	1,25	1,27	1,35	1,23	4,88	4,99	4,87	4,96	1,92	1,86	0,23	0,30	0,30	0,27	0,27
V5	4,38	4,30	2,39	2,28	1,19	1,19	1,10	1,17	4,83	4,54	4,51	4,29	1,84	1,89	0,30	0,27	0,30	0,30	0,30
V6	4,24	4,22	2,39	2,20	1,13	1,26	1,10	1,10	4,48	4,28	4,30	4,37	1,78	1,92	0,30	0,30	0,27	0,30	0,30
V7	4,64	4,58	2,45	2,42	1,23	1,22	1,21	1,21	5,14	4,75	4,50	4,66	1,90	1,89	0,30	0,27	0,17	0,27	0,23
V8	4,14	3,93	2,29	2,12	1,16	1,13	1,05	1,07	4,53	4,38	4,17	3,99	1,81	1,86	0,30	0,30	0,33	0,30	0,30
V9	4,16	4,02	2,28	2,16	1,15	1,14	1,05	1,11	4,46	4,34	4,27	4,17	1,82	1,86	0,27	0,30	0,30	0,30	0,23
V10	4,23	4,11	2,31	2,23	1,16	1,15	1,11	1,12	4,80	4,25	4,33	4,22	1,83	1,84	0,30	0,30	0,30	0,27	0,27
V11	4,07	4,05	2,25	2,14	1,07	1,17	1,07	1,08	4,08	4,20	4,10	4,04	1,81	1,89	0,27	0,30	0,30	0,30	0,27
V12	4,28	4,17	2,32	2,28	1,15	1,17	1,13	1,14	4,52	4,41	4,46	4,32	1,84	1,83	0,27	0,30	0,27	0,30	0,27
V13	4,54	4,40	2,46	2,39	1,23	1,24	1,15	1,24	4,67	4,72	4,77	4,56	1,84	1,84	0,27	0,27	0,27	0,30	0,27
MEDIA	4,50	4,41	2,44	2,36	1,22	1,22	1,18	1,18	4,79	4,65	4,59	4,53	1,84	1,87	0,28	0,29	0,28	0,29	0,27
DP	0,35	0,37	0,16	0,20	0,10	0,07	0,12	0,08	0,39	0,38	0,38	0,42	0,04	0,03	0,02	0,02	0,04	0,02	0,02

(Vm: velocidade medida; COMP: comprimento; VEL.: velocidade; FREQ.: frequência; t.Cont: tempo de contato; PD: passada; PS: passo; V: volta; DP: desvio padrão).

Através dos dados obtidos, também foram feitas comparações angulares, relacionando os ângulos de quadril, joelho e tornozelo de acordo com o ciclo de passadas. E a partir da análise das figuras pode-se afirmar que o comportamento das curvas no decorrer de cada volta apresentou-se semelhante, mantendo certo padrão de movimento.

A figura 9 ilustra as comparações angulares de quadril, joelho e tornozelo realizadas quando ciclo de passadas se iniciou com a perna direita, além de mostrar somente os dados do lado direito do corpo. Já a figura 10 também ilustra as comparações realizadas quando o ciclo de passadas se iniciou com a perna direita, no entanto apresentam dados dos membros inferiores do lado esquerdo do corpo.

As figuras 11 e 12 mostram as comparações angulares de quadril, joelho e tornozelo quando o ciclo de passadas iniciou-se com a perna esquerda, todavia na figura 11 mostram-se os dados do comportamento do lado direito do corpo, enquanto que a figura 12 mostra-se o comportamento do lado esquerdo.

Na figura 9 podemos perceber que quando o ciclo se inicia com a perna direita o ângulo do quadril direito atinge o ponto de máxima extensão em aproximadamente 20 % do ciclo, que é quando a perna de apoio que faz o contato com o chão, o joelho direito, encontra-se estendido, representada na primeira passada dada pelo atleta. Já o máximo de flexão do quadril ocorre em aproximadamente 70 % do ciclo, que é quando a perna de apoio é a perna esquerda e a perna de balanço a direita, visto que ela se encontra flexionada, além disso, pode-se afirmar que o valor de máximo de flexão do quadril direito ocorre durante a segunda passada do ciclo.

Ainda com relação à mesma figura, quando analisamos o ângulo do joelho direito podemos afirmar que este atingiu seu ângulo de máxima extensão entre 10% e 20% do ciclo, quando a perna direita está no apoio, representada na primeira passada do ciclo. Enquanto isso, o máximo de flexão ocorre entre 20% e 30% do ciclo, que é quando a perna direita encontra-se em fase de balanço, estando flexionada, e a perna esquerda encontra-se como perna de apoio.

Finalizando a análise da figura 9, quando tratamos do ângulo do tornozelo direito, podemos afirmar que o mesmo apresentou o ângulo de máxima flexão dorsal próximo aos 10% iniciais do ciclo, onde a perna de apoio era a perna direita, iniciando o ciclo de passadas. E o ângulo de máxima flexão plantar se deu aos 60% do ciclo, que é quando o atleta impulsiona o chão com a perna direita, realizando, simultaneamente o máximo de extensão do joelho e do quadril, ocorrendo na segunda passada do ciclo.

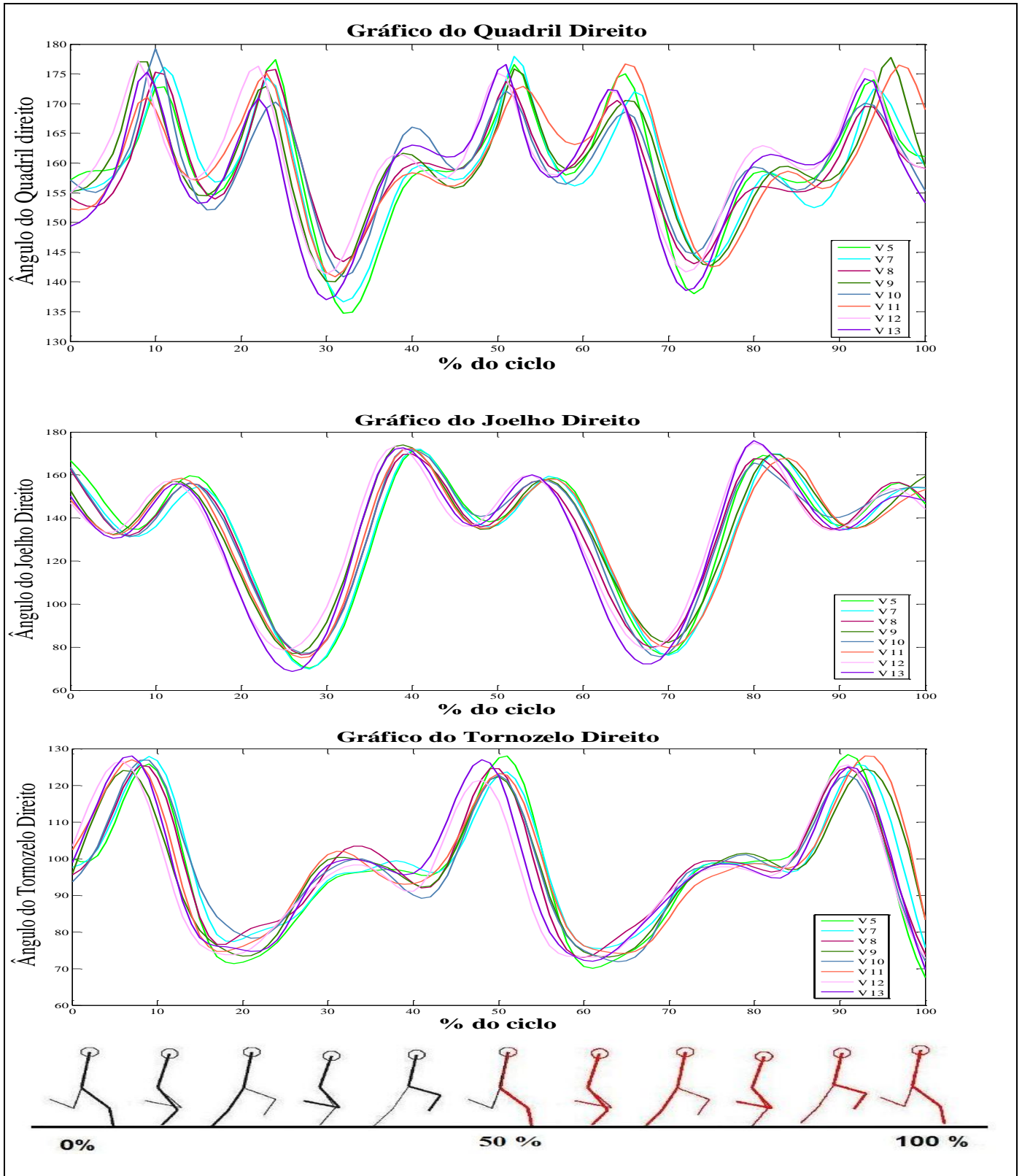


Figura 10 – Ciclos iniciando-se com a perna direita, lado direito.

Na figura 10 encontramos alguns dados diferentes dos encontrados na figura anterior, uma vez que ela representa o que aconteceu com a outra perna, esquerda, quando o ciclo se iniciou com a perna direita.

Quando tratamos dos ângulos do quadril esquerdo, podemos afirmar que o ângulo de máxima extensão ocorreu em aproximadamente 40 % do ciclo, apresentado na primeira passada, que é quando o joelho esquerdo encontra-se estendido e apoiado no solo. E o ângulo de máxima flexão do quadril ocorreu ao final do ciclo de passadas, entre 90% e 100%, que é quando a perna direita é a perna de apoio e a perna esquerda, perna de balanço, encontra-se flexionada.

Já os ângulos do joelho esquerdo, representados na mesma figura, apresentam ângulo de máxima extensão entre 30% e 40% do ciclo, onde estava ocorrendo a primeira passada do ciclo, que é quando a perna esquerda encontra-se no apoio e estendida, auxiliando na impulsão do atleta. Enquanto isso, o ângulo de máxima flexão ocorre no início do ciclo da primeira passada, ou seja, nos primeiros 10%, representado quando a perna de apoio é a perna direita e a perna de balanço a esquerda, que está flexionada.

Ao analisarmos os ângulos do tornozelo esquerdo, podemos afirmar que apresenta o ângulo de máxima flexão dorsal em aproximadamente 30% do ciclo, quando a perna esquerda está iniciando o apoio no chão. Por outro lado, o ângulo de máxima flexão plantar encontra-se em aproximadamente 80% do ciclo, na segunda passada, que é quando o atleta está se preparando para a impulsão no chão com a perna esquerda.

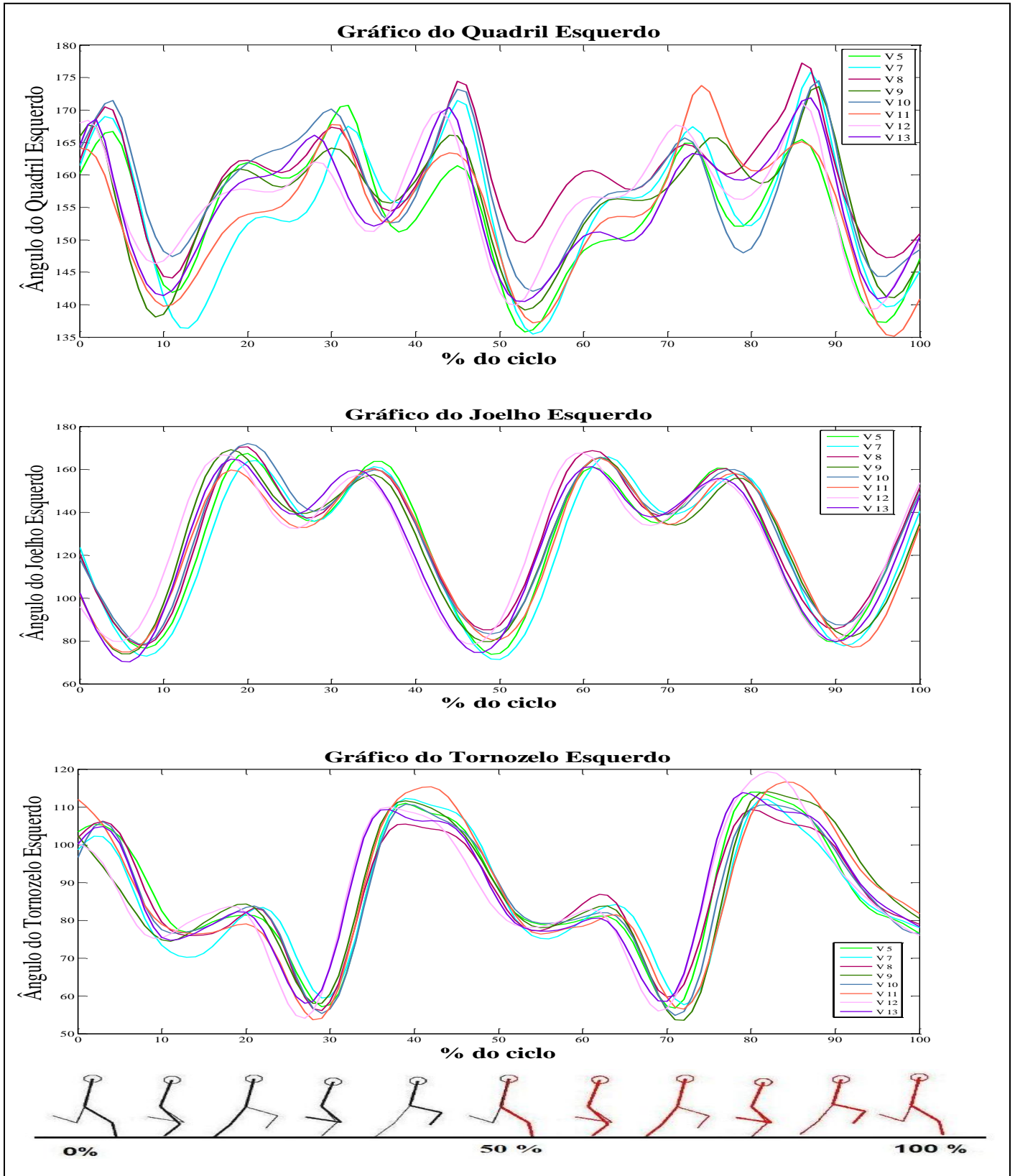


Figura 11 – Ciclos iniciando-se com a perna direita, lado esquerdo.

Diferentemente das figuras apresentadas anteriormente, a figura 11 apresenta os dados de quando o ciclo iniciou-se com a perna esquerda, mostrando somente o que ocorreu com o lado direito do corpo. Além disso, pode-se perceber que a linha vermelha, que representa a volta 1, comporta-se de maneira um pouco diferente das outras linhas, isto pode ter ocorrido em razão de uma fase de adaptação durante a primeira volta.

Assim podemos dizer que o ângulo do quadril direito apresentou seu ângulo de máxima extensão quando o ciclo estava próximo aos 40%, ao final da primeira passada, quando a perna direita encontrava-se no apoio e a perna esquerda no balanço. O ângulo de máxima flexão do quadril ocorreu entre 50% e 60% do ciclo, ou seja, o início da segunda passada, quando a perna de apoio era a perna esquerda e a perna direita de balanço.

Ainda se tratando da figura 11, o ângulo do joelho direito apresentou seu máximo de extensão quando estava entre 30% e 40% do ciclo, onde a perna direita encontrava-se estendida e apoiada no chão. Já o ângulo de máxima flexão do joelho apresentou-se próximo aos 50% do ciclo, que é quando a perna esquerda encontra-se no apoio e a perna direita no balanço. É interessante ressaltar que tanto o ângulo de máxima extensão quanto o de máxima flexão ocorreram na primeira passada.

E, finalmente, o ângulo do tornozelo direito teve seu ângulo de máxima flexão plantar em aproximadamente 80% do ciclo, ao final da segunda passada, quando a perna direita estava prestes ao sair do solo, dando o impulso ao atleta. E o ângulo de máxima flexão dorsal ocorreu aos 30 % do ciclo, na primeira passada, uma vez que a perna direita encontrava-se no apoio e a esquerda no balanço.

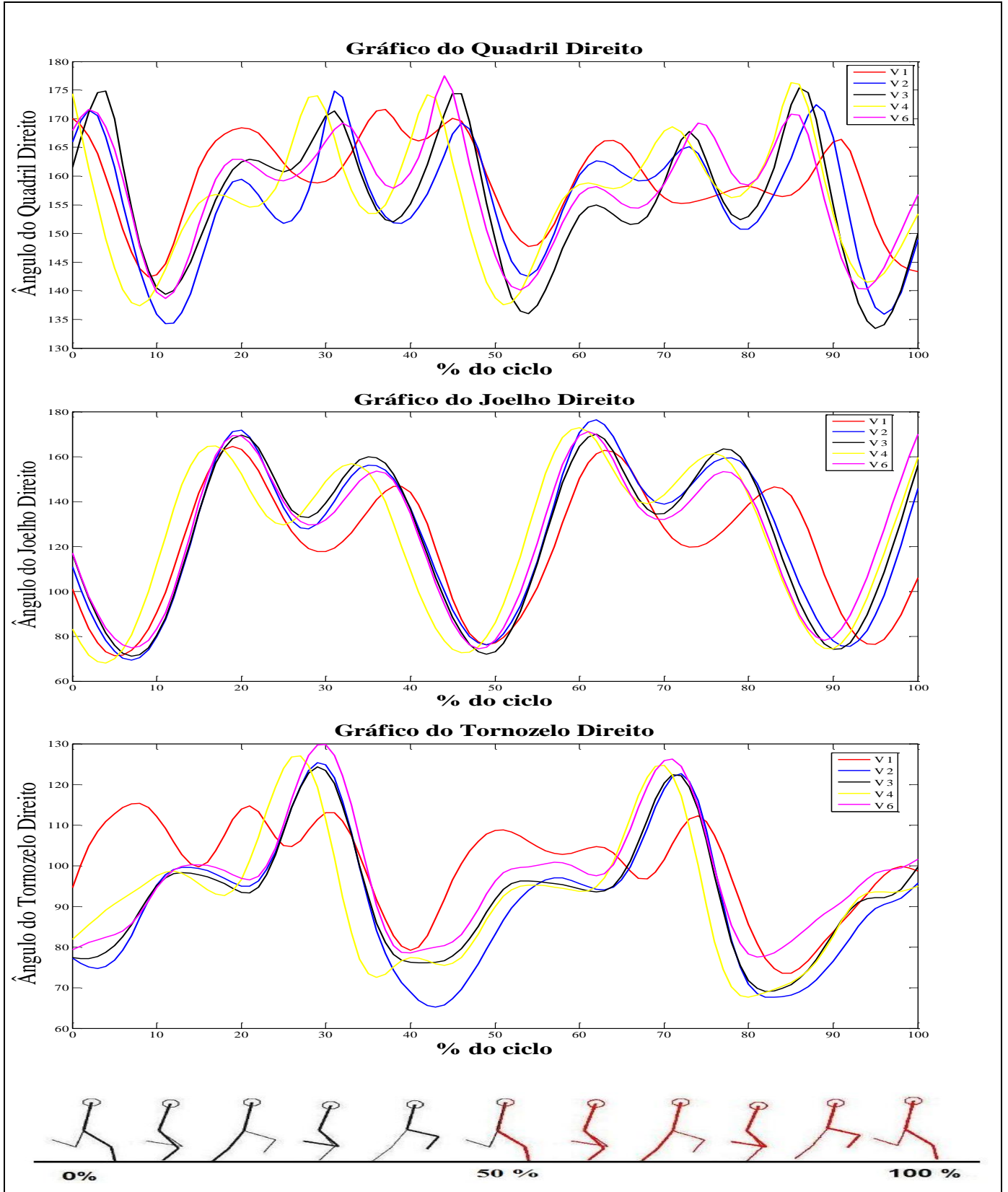


Figura 12 - Ciclos iniciando-se com a perna esquerda, lado direito.

Apesar de a figura 12 se assemelhar com a figura anterior por iniciar o ciclo de passadas com a perna esquerda, ela se difere no quesito de que a perna a ser analisada é a perna esquerda.

Ao analisarmos o comportamento da curva durante o movimento do quadril esquerdo, podemos afirmar que este atinge o ângulo de máxima extensão aos 20% iniciais do ciclo da primeira passada, onde a perna de apoio é a perna esquerda, onde ela encontra-se estendida, pronta para dar o impulso para o atleta. Já o máximo de flexão do quadril é encontrado próximo aos 70% do ciclo de passadas, quando está ocorrendo a segunda passada; a perna de apoio é a perna direita e a de balanço a esquerda, onde o quadril encontra-se flexionado.

Quando tratamos do comportamento dos ângulos do joelho esquerdo, podemos dizer que este alcança seu ângulo máximo de extensão em próximo aos 40% do ciclo, ao final da primeira passada; nesse ponto a perna de apoio é a perna esquerda e encontra-se estendida. Ao analisarmos o ângulo de máxima flexão, o encontramos próximo aos 30% do ciclo, pouco antes de ocorrer o ângulo de máxima extensão. Pode-se afirmar que nesse ponto a perna de apoio é a perna direita e a esquerda a de balanço, o joelho esquerdo encontra-se flexionado.

Ainda se tratando da figura 12, ao verificarmos os ângulos do tornozelo esquerdo, podemos concluir que ele apresenta seu ângulo de máxima flexão plantar aos 60% do ciclo, onde a perna de apoio, esquerda, encontra-se com o tornozelo estendido, e isso ocorre durante a segunda passada. Por fim, o ângulo de máxima de flexão dorsal é percebido nos 10% iniciais do ciclo, durante a primeira passada; pode-se afirmar que nesse ponto o tornozelo esquerdo encontra-se em dorsiflexão, preparando-se para o apoio da perna esquerda.

A tabela 2 foi utilizada para a análise dos dados discretos das variáveis angulares, mostrando o máximo de extensão e de flexão dos quadris, máximo de flexão e extensão dos joelhos, máximo de flexão plantar e dorsal de cada lado do corpo analisado, tudo isso sendo sempre relacionado ao número de voltas realizadas pelo atleta. Além disso, foi calculado a média e desvio padrão (DP) de cada variável, de todas as voltas

Já as figuras 13 e 14 representam o comportamento das retas de regressão linear no decorrer dos 5.000 metros, relacionando os parâmetros angulares de quadril, joelho e tornozelo, quando a passada se inicia com a perna direita e com a perna esquerda, respectivamente.

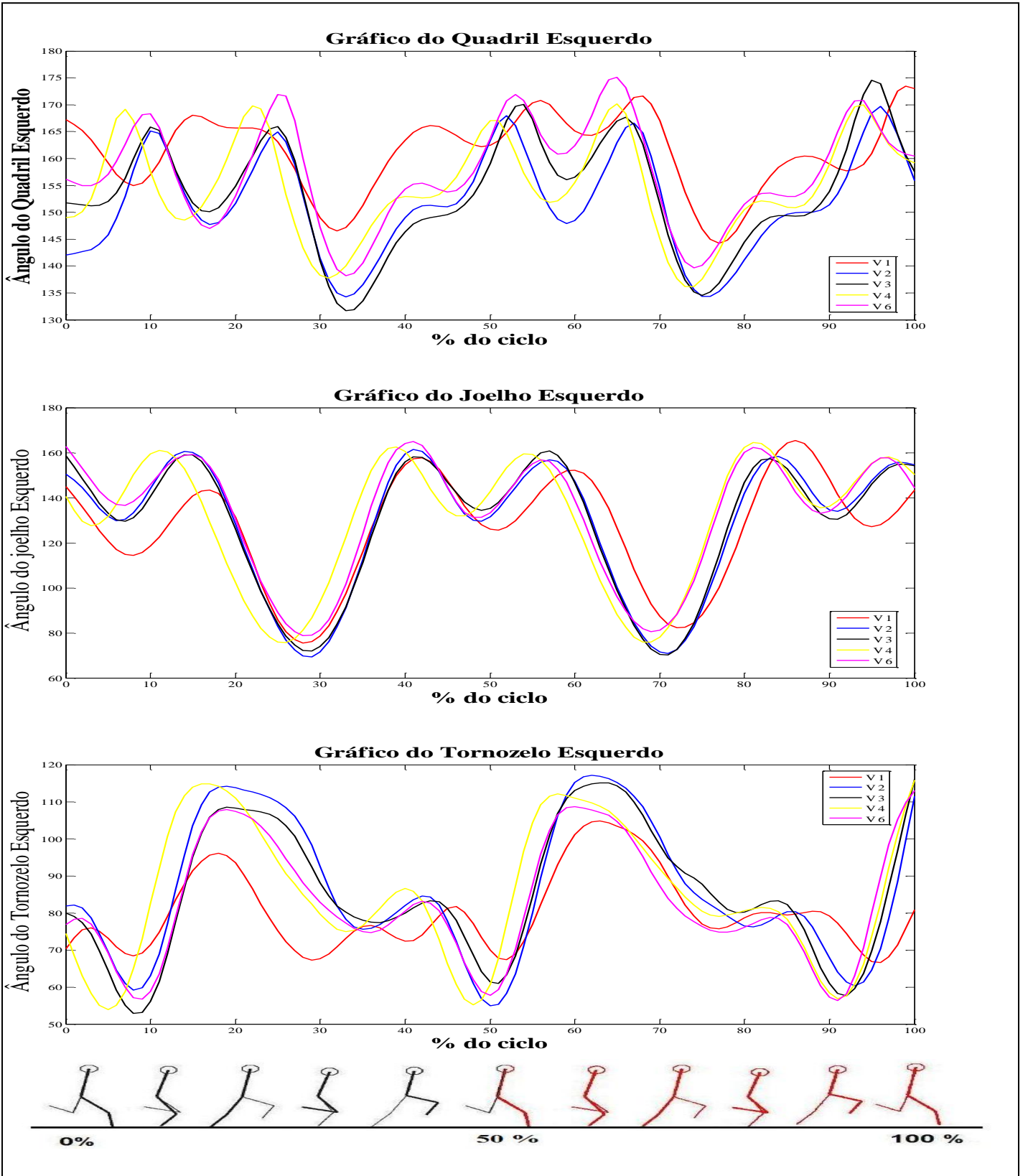


Figura 13– Ciclos iniciando-se com a perna esquerda, lado esquerdo.

Tabela 2. Variáveis angulares dos movimentos articulares

	Máx.Ext. Quad D (°)	Máx.Flex. Quad D (°)	Máx.Ext. Quad E (°)	Máx.Flex. Quad E (°)	Máx.Ext. Joe D (°)	Máx.Flex. Joe D (°)	Máx.Ext. Joe E (°)	Máx.Flex. Joe E (°)	Máx.Flex. Plant D (°)	Máx.Flex. Dors D (°)	Máx.Flex. Plant E (°)	Máx.Flex. Dors E (°)
V1	171,62	142,69	173,03	144,87	164,17	72,23	164,23	75,54	114,85	73,44	104,77	66,45
V2	175,23	135,03	169,72	134,28	175,73	69,80	161,21	69,62	125,40	65,50	117,09	54,91
V3	174,70	133,82	174,29	131,57	169,40	71,95	160,30	70,06	124,30	69,34	116,11	52,68
V4	176,47	137,49	170,21	136,69	172,71	68,32	164,31	75,62	125,71	68,01	115,78	54,59
V5	177,40	134,76	170,73	136,09	171,06	70,26	167,28	74,09	127,54	67,51	113,97	57,27
V6	177,52	139,71	174,60	138,63	169,95	74,35	164,08	78,78	129,77	77,73	112,97	57,12
V7	178,01	137,27	175,59	135,42	170,74	70,43	165,80	71,41	127,18	75,65	112,19	58,36
V8	176,34	143,19	177,49	144,64	169,96	76,37	170,76	78,01	125,29	73,45	109,29	56,74
V9	177,87	140,23	173,90	138,74	173,30	77,51	168,58	74,27	124,19	73,17	113,85	53,95
V10	179,25	140,86	174,51	142,05	172,02	76,50	171,95	78,74	126,89	71,87	110,58	55,81
V11	176,07	140,95	172,78	135,56	172,50	74,98	164,63	75,18	128,13	74,08	116,24	54,28
V12	177,14	141,59	170,86	139,31	174,37	78,87	167,53	78,37	126,37	72,81	119,13	54,13
V13	176,55	137,23	170,87	140,48	175,53	69,06	164,81	70,44	127,66	69,73	113,73	58,31
MÉDIA	176,47	138,83	172,97	138,33	171,65	73,13	165,80	74,63	125,64	71,71	113,52	56,51
DP	1,89	3,11	2,36	3,96	3,05	3,51	3,38	3,37	3,60	3,49	3,75	3,48

(Máx.Ext. = máximo de extensão; Máx.Flex. = máximo de flexão; Quad D = quadril direito; Quad E = quadril esquerdo; Joe D = joelho direito; Joe E = joelho esquerdo; Plant D = plantar direito; Plant E = plantar esquerdo; Dors D = dorsal direito; Dors E = dorsal esquerdo; DP = desvio padrão)

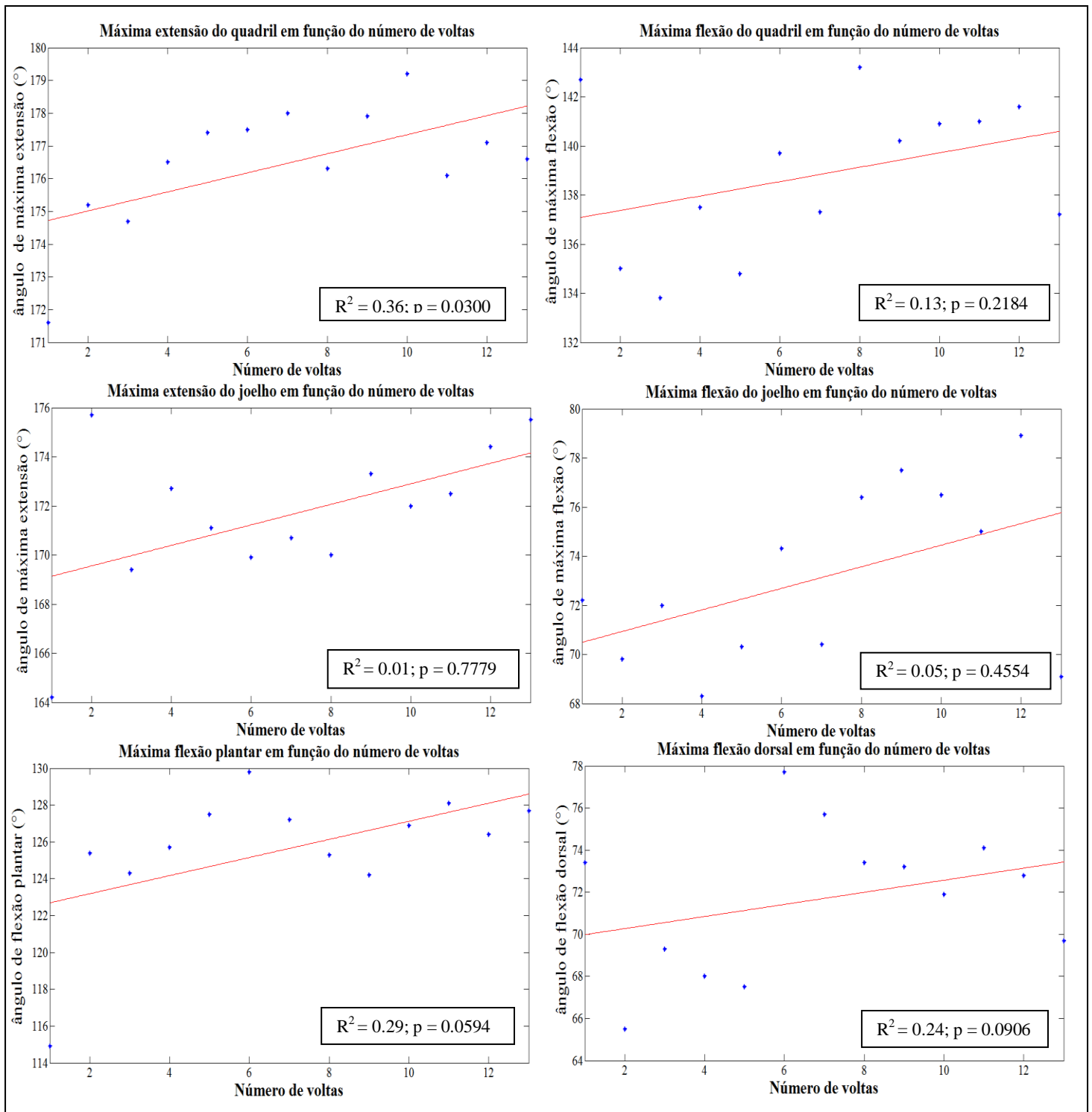


Figura 14 – Regressão linear dos ângulos de máxima flexão e extensão de quadril e joelho, e máxima flexão plantar e dorsal, quando as passadas se iniciaram com a perna direita. (se $p < 0.05$, o resultado é significativo).

Podemos observar na figura 13, através de uma análise da regressão linear os parâmetros angulares de extensão e flexão de quadril e joelho e flexão plantar e dorsal, de quando a passada se inicia com a perna direita.

Além disso, pode-se afirmar que na figura 13, o ângulo de máxima extensão do quadril, foi o único parâmetro sofreu um aumento significativo ($p < 0.05$), enquanto o mesmo resultado não pode ser encontrado com os outros ângulos, visto que no ângulo de máxima flexão do quadril $p=0.2184$, máxima extensão do joelho $p=0.7779$, máxima flexão do joelho $p=0.4554$, máxima flexão plantar $p=0.0594$, máxima flexão dorsal $p=0.0906$.

Com relação à figura 14, onde observamos a análise de regressão linear dos parâmetros angulares de quando a passada iniciou-se com a perna esquerda, podemos afirmar que nenhum dos parâmetros sofreu aumento, ou queda significativa ($p < 0.05$).

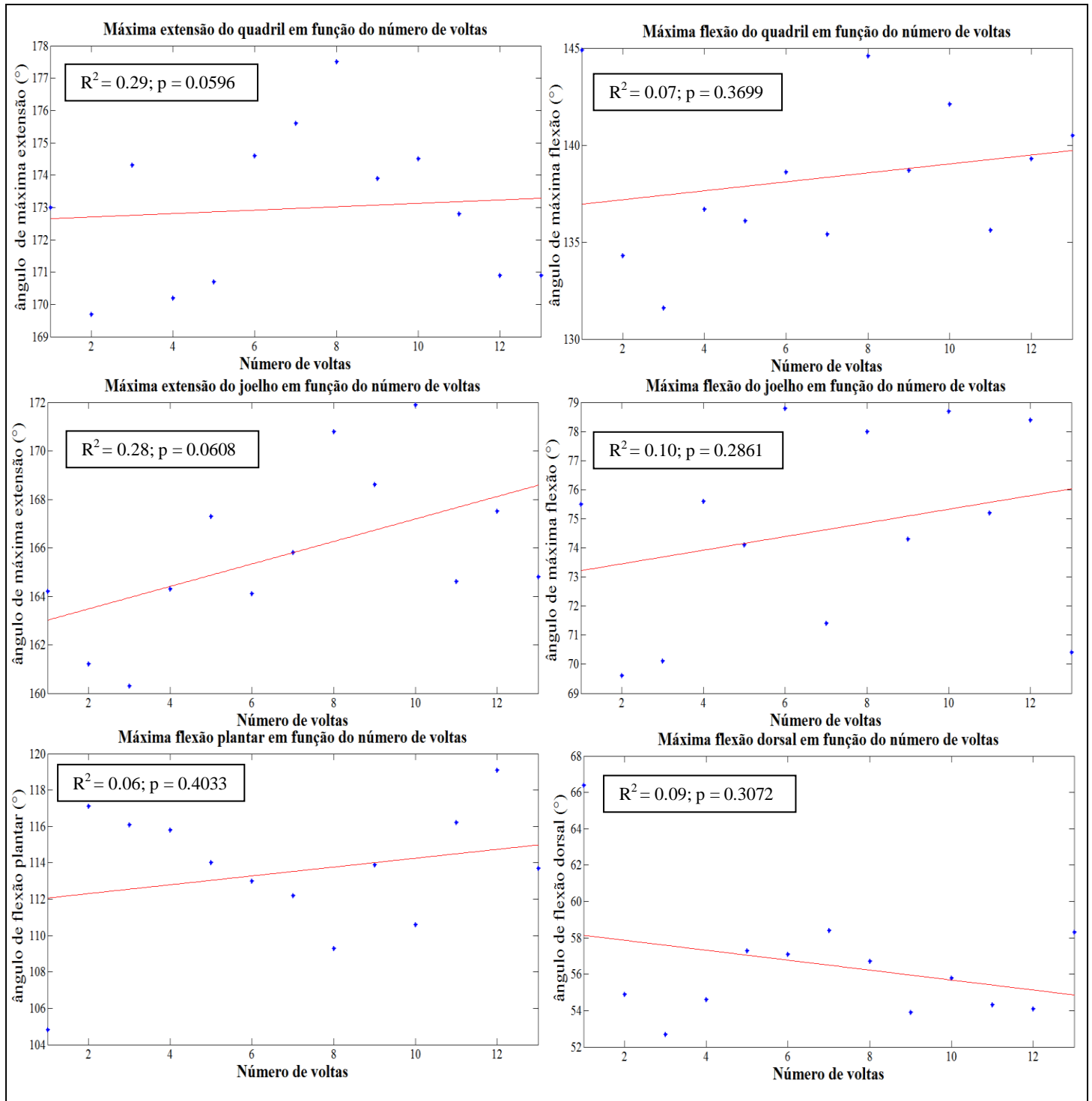


Figura 15– Regressão linear dos ângulos de máxima flexão e extensão de quadril e joelho, e máxima flexão plantar e dorsal, quando as passadas se iniciaram com a perna esquerda. (se $p < 0.05$, o resultado é significativo).

7 Discussão

Em virtude dos grandes avanços tecnológicos que o esporte de alto rendimento vem sofrendo atualmente, e a busca por melhores resultados cada vez maior, e mais difícil, fatores que possam influenciar no ótimo desempenho de um atleta são cada vez mais procurados. No caso da corrida, a técnica é um fator que possui grande influência na performance do corredor, sendo inegável a existência de aspectos na mecânica do movimento que propiciam a melhora do rendimento, com também seu prejuízo, sendo a performance diretamente relacionada à eficiência do movimento, influenciada por fatores mecânicos, fisiológicos e psicológicos.

O aprimoramento dos movimentos da corrida (técnica) implica numa melhora do desempenho do corredor, sendo que esta melhora depende da habilidade de otimização de cada atleta. Williams e Cavanagh (1987) e Williams, Cavanagh e Ziff (1987) verificaram, em estudos que corredores podem apresentar eficiência fisiológica, porém alguns parâmetros biomecânicos indicam ineficiência na técnica. Além disso, concluíram que os fatores biomecânicos que mais influenciam a técnica de corrida são: comprimento e frequência de passadas; movimentação de membros inferiores; posição dos pés ao tocar no solo; movimentação dos membros superiores; e inclinação do tronco.

Estudos comprovaram que fatores como a amplitude (comprimento de passadas) e frequência de passadas, quando alterados afetam o gasto de energia metabólica, uma vez que, se um indivíduo corre a uma determinada velocidade, já estipulada, porém altera o comprimento das passadas, faz com que musculaturas diferentes sejam ativadas, podendo provocar uma força excessiva, não necessária para o movimento, havendo assim um maior gasto de energia (Cavanagh, 1990).

Vários experimentos indicaram que maiores comprimentos das passadas geram melhores resultados, no entanto existe uma faixa de variação onde isso ocorre. Foi verificado que corredores apresentam maior economia em sua atividade quando utilizam o comprimento das passadas ao qual estão acostumados. No entanto, podemos verificar a evolução de um corredor iniciante pelo aumento de seu comprimento das passadas no

decorrer dos anos de treino. Devemos ressaltar que a mudança no comprimento da passada deve ser observada em longo prazo, pois a mesma deve ser gradativa.

Quando tratamos da frequência das passadas, podemos afirmar que ela contribui para o aumento ou diminuição instantânea da velocidade. Normalmente, o corredor se sente confortável utilizando uma pequena variação do comprimento das passadas, e caso necessite de um aumento imediato de velocidade, utiliza-se de um aumento da frequência das passadas. Podemos verificar isso em determinados momentos durante uma competição. É claro que o aumento do comprimento das passadas pode também ser observado, porém, o mais comum, realmente, é observar o aumento da frequência das passadas para se obter um aumento instantâneo da velocidade.

Como foi possível analisar anteriormente, durante a prova dos 5.000m a atleta apresentou grande variação na frequência e comprimento das passadas, o que implicou numa variação significativa da velocidade. Se levarmos em consideração as citações acima, podemos concluir que a atleta poderia ter um desempenho melhor durante a prova, em virtude da economia de energia, se tivesse conseguido manter as variáveis analisadas constantes. Juntamente com o comprimento e frequência de passadas, foi possível comparar o tempo de contato dos pés com o solo, que também apresentou seu comportamento inversamente relacionado com a velocidade, ou seja, se a velocidade aumenta o tempo de contato com o solo é menor, e quando a velocidade diminui o tempo de contato é maior.

De acordo com o estudo realizado por Kuitunen, Komi e Kyröläinen (2002), foram encontrados ângulos de máxima flexão e extensão do quadril entre 115° e 190°, ângulos de máxima flexão e extensão de joelhos entre 110° e 150°, e ângulos de máxima flexão dorsal e plantar entre 100° e 150°, para corredores de velocidade. Enquanto que nos estudos realizados por Kyröläinen, Belli e Komi (2001) os valores encontrados foram de 135° a 180° para o quadril, 140° a 150° para o joelho e 100° a 140° para o tornozelo, relacionando com a economia de energia, ou seja, uma corrida mais lenta.

Já o estudo realizado por Leskinen et. at. (2009), que comparou corredores de elite com amadores durante a prova dos 1.500 metros, concluiu que os ângulos do quadril variam entre 83° e 94° durante a máxima flexão, e entre 132° e 140°

durante a máxima extensão, e para os ângulos do joelho há uma variação entre 131° e 138° durante a flexão.

Com relação aos parâmetros angulares, podemos afirmar que eles se comportaram de maneira praticamente constante, uma vez que não houve quase nenhuma alteração significativa. Isso significa que, para essa atleta, em especial, os parâmetros angulares não sofreram quase nenhuma alteração, permaneceram constantes durante o decorrer de toda a prova dos 5.000 metros.

Além disso, se compararmos os resultados angulares obtidos neste estudo com o que é apresentado na literatura atualmente, podemos afirmar que para a perna direita os ângulos de quadril, joelho e tornozelo variaram entre 138° e 176° , 73° e 171° , 71° e 125° , respectivamente. E para a perna esquerda os ângulos de quadril, joelho e tornozelo variaram entre 138° e 172° , 74° e 165° , 56° e 113° , respectivamente. Significando que para essa atleta os dados encontrados não foram tão compatíveis com os encontrados na literatura, isso pode ter ocorrido em razão de a atleta ser de nível amador, e as provas comparadas serem de distâncias e características diferentes.

Finalmente pode-se dizer que é possível realizar uma análise cinemática tridimensional da prova dos 5.000 metros dentro de uma pista de atletismo, possibilitando esse estudo ser aplicado a situações de treinamento e competições. Além disso, a metodologia utilizada para este estudo mostrou-se bastante interessante e relevante, comprovando sua eficiência para a realização deste estudo.

8 Considerações Finais

O presente estudo mostrou que é possível realizar uma análise cinemática tridimensional dentro da pista de atletismo, permitindo a análise de parâmetros lineares e angulares durante o decorrer de toda a prova, além de possibilitar uma comparação intra-atleta.

No entanto, a mesma análise poderia ser realizada de maneira a comparar os dados de um atleta com resultados de seu adversário, durante competições, e assim proporcionar ao técnico e ao atleta parâmetros para melhorar o desempenho durante as competições.

Por fim, pode-se afirmar que a partir dos resultados obtidos nesse trabalho, é possível uma expansão do mesmo para que este possa se tornar útil na busca de melhores resultados no mundo competitivo.

9 Referências

BARROS, R. M. L.; BRENZIKOFER, R.; LEITE, N. J.; FIGUEROA, P. J. Desenvolvimento e avaliação de um sistema para análise cinemática tridimensional de movimentos humanos. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*. Vol. 15 (1-2), p 79 – 86. 1999.

BARROS, R. M. L.; RUSSOMANNO, T. G.; BRENZIKOFER, R.; FIGUEROA, P. J. A Method to synchronize video cameras using the audio band. **Journal of Biomechanics**. Vol. 39, p 776 – 780. 2006.

BEER, F. P. and JOHNSTON, Jr., E. R. *Mecânica Vetorial para Engenheiros*. São Paulo: Makron, Mcgraw-Hill (1991).

CAVANAGH , P. R. *Biomechanics of distance running*. Human Kinetics Book. 1990.

CAVANAGH, P. R., and KRAM, R. Stride length in distance running: Velocity, body dimensions, and added mass effects. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Vol. 21, p 467 – 479. 1989.

FIGUEROA, P, J. ; LEITE, N. J. ; BARROS, R. M. L. A flexible software for tracking of markers used in human motion analysis. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**. Vol. 72, p. 155-165. 2003

GRAIB, M. W.; MITCHELL, V. A.; FIELDS, K. B.; COOPER, T. R.; HOPEWELL, T. R.; and MORGAN, D. V. The association between flexibility and running economy in sub-elite male distance runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Vol. 28, p 737 – 743. 1996.

HUNTER, J. P.; MARSHALL, R. N.; MCNAIR, P. J. Interaction of Step Length and Step Rate During Sprint Running. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Vol.36, No 2, p 261 - 271. 2004.

KUITUNEN, S.; KOMI, P. V.; KYRÖLÄINEN, H. Knee and ankle joint stiffness in sprint running. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, 34, 166 – 173. 2002.

KYRÖLÄINEN, H.; KIVELÄ, R.; KOSKINEN, S.; MCBRIDE, J.; ANDERSEN, J. A.; TAKALA T. et. al. Interrelationships between muscle structure, muscle strength, and running economy. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Vol. 35, p 45 – 49. 2003.

KYRÖLÄINEN, H.; BELLI, A.; KOMI, P. V. Biomechanical factors affecting running economy. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Vol. 33, p. 1330 – 1337. 2001.

KYRÖLÄINEN, H; KOMI, P. V; BELLI, A. Mechanical efficiency in athletes during running. **Scandinavian Journal of Medicine Science in Sports**, 5, 200 – 208. 1995.

LESKINEN A. ; HÄKKINEN K.; VIRMAVIRTA M.; ISOLEHTO J.; KYRÖLÄINEN H. Comparison of running kinematics between elite and national-standard 1500-m runners. **Journal of sports biomechanics**. p. 1-9. March 2009.

McCLAY, I.; MANAL, K. Three-dimensional kinetic analysis of running: significance of secondary planes of motion. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, 31, 1629 – 1637. 1999.

NELSON, A. G.; KOKKONEN, J.; ELDREDGE, C.; CORNWELL, A.; and CLICKMAN-WEISS, E. Chronic stretching and running economy. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, Vol. 11, p. 260 – 265. 2001

PAAVOLAINEN, L.; HÄKKINEN, K.; HÄMÄLÄINEN, I.; NUMMELA, A.; and RUSKO, H. Explosive-strength training improves 5-km running time by improving

running economy and muscle power. **Journal of Applied Physiology**, Vol. 86, p. 1527 – 1533. 1999.

PAAVOLAINEN, L.; NUMMELA, A.; RUSKO, H.; HÄKKINEN, K. Neuromuscular characteristics and fatigue during 10-km running. **International Journal of Sports Medicine**, Vol. 20, p. 516– 521. 1999.

PATERNIANI, P. E. S.; BARROS, R. M. L. **Desenvolvimento de uma Metodologia para Reconstrução Tridimensional e Análise de Superfícies do Corpo**. 2001. 74f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, 2004.

SARRO, K. J.; BARROS, R. M. L. **Metodologia para Análise da Movimentação da Caixa Torácica Durante a Respiração**. 2003. 106f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, 2003.

SKOF, B.; and STUHEC, S. Kinematic analysis of Jolanda Ceplak's running technique. **New Studies in Athletics**, Vol.19, p. 23 – 31. 2004.

SLAWINSKI, J. L.; and BILLAT, V. L. Difference in mechanical and energy cost between highly, well, and nontrained runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Vol. 36, p. 1440 – 1446. 2004.

SYMON, K. *Mecânica*. Rio de Janeiro: Campus, 1986.

TAVENEIER, M. P.; COSSERAT, A.; EMMENDOERFFER, et. al. A 3D motion analysis system using a numerical human model. **Proceedings of the International Society of Biomechanics Congress**, 19 , 406. 1997.

WILLIAMS, K. R. and CANAVAGH, P. R. Relationship between distance running

mechanics, running economy and performance. **Journal of Applied Physiology**, 63, 1236 – 1245. 1987.

ZATSIORSKY, V. M. ; SELUYANOV, V. N. ; CHUGUNOVA, L. G. Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments. In G.G. Chernyi & S.A. Regirer, **Contemporary Problems of Biomechanics**. p. 272-291, USA: CRC Press. 1990.

Site: http://www.cbat.org.br/estatisticas/recordes/recordes_quadro.asp?id=1 (acessado em 05/11/10).