

SANDRO DA SILVA GOMES

“Análise das Alterações Biomecânicas Durante a Saída de Velocidade Através de um Sistema de Medidas com Plataformas de Forças em Crianças Praticantes e não Praticantes de Futebol de Campo”

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica na área de Projetos.

Orientador: Prof. Dr. Araildo Lima da Silva

Guaratinguetá

2007

DADOS CURRICULARES

SANDRO DA SILVA GOMES

NASCIMENTO	10.04.1973 – Volta Redonda / RJ
FILIAÇÃO	Aylton Gomes Marisa Elisabete da Silva Gomes
1994/1998	Curso de Graduação em Fisioterapia Universidade Gama Filho – UGF
1999/2001	Curso de Pós-Graduação em Fisioterapia Córdio- Vascular-Respiratória, na Universidade Estácio de Sá – UNESA
2002/2004	Curso de Pós-Graduação em Anatomia e Biomecânica, na Universidade Castelo Branco – UCB
2004/2007	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Mestrado, na área de Projetos e Materiais, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá – UNESP

Dedico este trabalho aos meus pais pela oportunidade da vida e pelo apoio em minhas jornadas acadêmicas e à minha esposa e filho pela paciência e compreensão recebida.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente gostaria de agradecer a Deus que tornou possível minha existência.

Aos meus pais Aylton e Marisa, pela dedicação, carinho, devoção e incentivo que me deram ao longo dessa especialização.

À minha esposa Danielle que com sua doçura e paciência me apoiou e tornou essa jornada mais suave.

Ao meu orientador, Professor Dr. Araildo Santos Lima, pela competência e brilhantismo em suas aulas e a paciência durante essa caminhada.

Ao meu co-orientador, Professor Dr. José Geraldo T. Brandão pela participação durante a elaboração deste trabalho.

Aos professores José Elias Tomazini e Tamotsu Hirata, por compartilharem seus conhecimentos ao ministrarem suas aulas.

Ao amigo Fabrício D'uarte pelo apoio e incentivo contínuo durante a elaboração do meu trabalho.

Aos funcionários: Carlos Alberto Quirino, Lúcia Helena de Paula, Pedro Antônio dos Santos e principalmente a Walter Luiz M. Tupinambá, que não apenas deram apoio técnico, mas se envolveram de forma efetiva na elaboração do projeto.

Ao funcionário da Carpintaria Walter Merlo Filho pela sua boa vontade em nos atender nos momentos necessários.

Às funcionárias da secretaria de Pós-graduação pelo pronto atendimento, simpatia e respeito que têm aos alunos de pós-graduação.

Às funcionárias da biblioteca, que sempre atenderam com eficácia e destreza a todas as solicitações feitas por mim.

A vida só pode ser compreendida
olhando-se para trás; mas só pode ser
vivida olhando-se para frente.

Soren Kierkegaard

GOMES, S.S. **Análise das Alterações Biomecânicas Durante a Saída de Velocidade Através de um Sistema de Medidas com Plataformas de Forças em Crianças Praticantes e não Praticantes de Futebol de Campo.** 2007. 82f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2007.

RESUMO

O presente estudo tem como objetivo avaliar parâmetros biomecânicos durante a saída de velocidade por meio da análise da força de reação do solo nas direções horizontal e vertical, o impulso resultante das forças de reação nas duas direções, o tempo de reação (agilidade) e a velocidade média em um determinado percurso em crianças praticantes e não praticantes de futebol de campo. A amostra foi constituída de 22 indivíduos com idades compreendidas entre 13 e 14 anos distribuídos em 2 grupos: G1, que foi considerado o grupo não praticante e G2, o grupo praticante de futebol de campo há mais de um ano. As medidas antropométricas utilizadas foram: a altura, o peso e o índice de massa corpórea (IMC). Os procedimentos estatísticos incluíram a média aritmética, o desvio padrão e o teste “t” de *student* com as duas amostras em par para média. Foi aceito um nível de significância de 5%. O programa estatístico utilizado foi o Biostat 4.0. Os resultados estatísticos demonstraram que o G2 obteve significativa relevância para a velocidade média no percurso em relação ao G1. Em contrapartida, para os demais parâmetros analisados, não apresentaram significância estatística. Conclusões: a) as plataformas desenvolvidas foram eficazes para a coleta de dados do estudo em questão; b) a velocidade média foi um parâmetro que apresentou significância estatística, como demonstrados nos estudos anteriores; c) os parâmetros de tempo de reação, força de reação horizontal e vertical e impulso resultante não apresentaram significância estatística, provavelmente pelo número pequeno da amostra e pela falta de um questionário específico para verificar se a criança é ativa ou não. Novas pesquisas deverão ser propostas para um posterior aperfeiçoamento dos resultados apresentados por esta pesquisa.

PALAVRAS - CHAVE: Força de reação; Impulso; Plataforma de Força; Futebol de campo.

GOMES, S.S. Analysis of Changes biomechanics During exit of Speed Through a system of measures with platforms of Force in Children Practitioners and not Practitioners of soccer. 2007. 82s. Dissertation (Master Degree in Mechanical Engineering) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2007.

ABSTRACT

This study aims to evaluate the biomechanical parameters during exit of speed by examining the strength of reaction soil in horizontal and vertical directions, the resulting movement of the forces of reaction in both directions, the time of reaction and average speed (agility), a route specializing in children practitioners and non-practitioners of soccer. The sample was composed of 22 individuals aged between 13 and 14 years divided into 2 groups: G1, who was considered the group not practitioners and G2, group of practitioners football field for over a year. The anthropometric measurements were used: the height, weight and body mass index (BMI). The statistical procedures included the arithmetic mean, standard deviation and the test "t" of student with the two samples in addition to average. It accepted a level of significance of 5%. The statistical program used was the Biostat 4.0. The statistical results showed that G2 received significant relevance for the average speed on the route on G1. In contrast, for all parameters analyzed, not statistically significant. Conclusions: a) the developed platforms were effective for the collection of data from the study in question, b) the average speed was a parameter that presented statistical significance, as demonstrated in previous studies c) the parameters of the time of reaction, strength of reaction horizontal and vertical and impetus resulting, did not show statistical significance, probably by the small number of sample and the lack of a specific questionnaire to determine if the child is active or not. New research should be proposals for a further improvement of the results presented in this survey.

KEYWORDS: Force of reaction; Impulse; Platform for Force; Soccer.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

LISTA DE SÍMBOLOS

1	INTRODUÇÃO	20
1.1	CONSIDERAÇÕES.....	20
1.2	OBJETIVOS.....	22
1.3	METODOLOGIA.....	23
1.3.1	Estrutura da dissertação	23
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	25
2.1	CORRELAÇÃO ENTRE BIOMECÂNICA E ENGENHARIA..	25
2.2	MODELAMENTO MATEMÁTICO, BIOMECÂNICA E SIMULAÇÃO DO MOVIMENTO.....	26
2.3	ESTUDO DA CORRIDA HUMANA	27
2.3.1	Considerações anatômicas sobre a corrida humana	27
2.3.1.1	Articulação do quadril.....	27
2.3.1.2	Articulação do joelho.....	28
2.3.1.3	Articulação do tornozelo e pé	28
2.3.2	Análise da corrida humana	28
2.3.2.1	Análise da fase de apoio	30
2.3.2.2	Análise da fase de oscilação	31
2.3.3	Estudo cinético do movimento humano	31
2.3.3.1	Cinética Linear do movimento humano.....	32
2.3.3.2	Cinética angular do movimento humano	32
2.4	ESTUDO DAS FORÇAS EXTERNAS	33

3	ANÁLISE DO MOVIMENTO DE CORRIDA DURANTE A SAÍDA DE VELOCIDADE	34
3.1	ESTUDO DA CINÉTICA LINEAR	34
3.1.1	Tipos de Forças	34
3.1.1.1	Forças de não contato.....	34
3.1.1.2	Forças de contato	35
3.1.1.2.1	Força de reação do solo.....	35
3.1.1.2.2	Força de Inércia.....	38
3.2	ESTUDO DA CINÉTICA ANGULAR	39
3.2.1	Centro de massa	39
3.3	EFEITO DE UMA FORÇA APLICADA DURANTE UM PERÍODO DE TEMPO (IMPULSO)	40
3.3.1	Velocidade média e velocidade escalar média	41
4	DESENVOLVIMENTO DAS PLATAFORMAS	43
4.1	O MODELO CONSTRUTIVO DO PROTÓTIPO DAS PLATAFORMAS DE FORÇA.....	43
4.1.1	Montagem dos Anéis Octogonais no Protótipo de Plataforma de Força	44
4.1.2	O que é um Strain Gage (extensômetro)?	47
4.1.3	Dados das Calibrações Estáticas das Plataformas de Força	48
5	DESENVOLVIMENTO EXPERIMENTAL	56
5.1	INSTRUMENTOS	56
5.2	AMOSTRA EXPERIMENTAL	57
5.3	PROTOCOLO EXPERIMENTAL.....	58
5.4	VARIÁVEIS SELECIONADAS.....	59
5.4.1	Parâmetros temporais	59
5.4.2	Parâmetros de intensidade	60
6	RESULTADOS E DISCUSSÃO	65
7	CONCLUSÃO	75

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	76
ANEXO 1 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	81
ANEXO 2 - Aprovação do Comitê de Ética da UNITAU	82

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1.1	– Representação esquemática do ciclo da marcha	21
FIGURA 1.2	– Representação esquemática da fase de vôo da corrida	21
FIGURA 2.1	– Comparação dos ciclos da caminhada e corrida	30
FIGURA 3.1	– Planos Ortogonais de um Sistema de Coordenadas Tridimensional	37
FIGURA 3.2	– Plataforma de Medição de Força de Contato no Solo.	38
FIGURA 3.3	– Diferenças de Forças na Componente Vertical para Corrida e Caminhada.....	39
FIGURA 4.1	– Anel Octogonal sob carregamento de Forças Estáticas	44
FIGURA 4.2	– Diferença de Dimensões entre o Anel Confeccionado e o Anel Ideal.....	45
FIGURA 4.3	– Localização dos Extensômetros no Anel Octogonal	46
FIGURA 4.4	– Configuração dos Extensômetros no Anel Octogonal e Esquema de Ligação dos Extensômetros.....	46
FIGURA 4.5	– Esquema final da montagem da Plataforma.....	47
FIGURA 4.6	– Representação esquemática do Sistema de Aquisição dos Dados	48
FIGURA 4.7	– Representação Esquemática de um strain gage (extensômetro).	49
FIGURA 4.8	– Representação Esquemática da Calibração Horizontal “F _x ” Estática.....	50
FIGURA 4.9	– Representação Esquemática da Calibração Vertical F _y estática.....	51
FIGURA 4.10	– Gráfico dos Resultados Obtidos para Calibração Horizontal “x”	52
FIGURA 4.11	– Gráfico dos Resultados Obtidos para Calibração Horizontal “x”	52

FIGURA 4.12 – Gráfico dos Resultados Obtidos para Calibração Vertical “y” e Distorção Proveniente das Forças Verticais na Direção Horizontal.....	53
FIGURA 4.13 – Gráfico dos Resultados Obtidos para Calibração Vertical “y” e Distorção Proveniente das Forças Verticais na Direção Horizontal.....	54
FIGURA 4.14 – Gráfico dos Resultados Obtidos para Correção da Distorção Vertical na Direção Horizontal “x”.....	55
FIGURA 4.15 – Gráfico dos Resultados Obtidos para Correção da Distorção Vertical na Direção Horizontal “x”.....	55
FIGURA 5.1 – Lay out do sistema para aquisição dos dados	58
FIGURA 5.2 – Representação esquemática montada no laboratório de Biomecânica.....	61
FIGURA 5.3 – Representação esquemática do posicionamento durante a saída da plataforma	62
FIGURA 5.4 – Representação gráfica das fases do ensaio.....	64

LISTA DE TABELAS

TABELA 4.1	–	Esquema de Configuração das Ligações dos Extensômetros	47
TABELA 5.1	–	Dados antropométricos dos indivíduos da Escola Estadual ...	59
TABELA 5.2	–	Dados antropométricos dos indivíduos da Escola de Futebol.	59
TABELA 5.3	–	Tabela para classificação do IMC em indivíduos saudáveis ..	60
TABELA 6.1	–	Valores médios dos parâmetros temporais e de intensidade analisados para a plataforma 1	65
TABELA 6.2	–	Valores médios dos parâmetros temporais e de intensidade analisados para a plataforma 2.....	66
TABELA 6.3	–	Resultados do teste t referentes ao tempo de reação.....	67
TABELA 6.4	–	Resultados do teste t referentes a força de reação horizontal PLT 1	68
TABELA 6.5	–	Resultados do teste t referentes a força de reação horizontal PLT 2	69
TABELA 6.6	–	Resultados do teste t referentes a força de reação vertical PLT 1	70
TABELA 6.7	–	Resultados do teste t referentes a força de reação vertical PLT 2	70
TABELA 6.8	–	Resultados do teste t referentes ao Impulso Resultante para a PLT 1.....	71
TABELA 6.9	–	Resultados do teste t referentes ao Impulso Resultante para a PLT 2.....	71
TABELA 6.10	–	Resultados do teste t referentes a velocidade média.....	72

LISTAS DE ABREVIATURAS E SIGLAS

PC	-	Peso Corporal
FRS	-	Força de Reação do Solo
SIB	-	Sociedade Internacional de Biomecânica
HBM	-	Hottinger Baldwin Messtechnik
IMC	-	Índice de Massa Corpórea
TR	-	Tempo de Reação
IR	-	Impulso Resultante
TR	-	Tempo de reação
PLT 1 Hor	-	Força de reação média horizontal da Plataforma 1
PLT 1 Vert	-	Força de reação média vertical da Plataforma 1
PLT 2 Hor	-	Força de reação média horizontal da Plataforma 2
PLT 2 Vert	-	Força de reação média vertical da Plataforma 2
VM	-	Velocidade Média
G 1	-	Grupo 1
G 2	-	Grupo 2
CS	-	Coefficiente de Segurança

LISTAS DE SÍMBOLOS

F	- Força	N
F_x	- Força na direção “x”	N
F_y	- Força na direção “y”	N
F_z	- Força na direção “z”	N
M_x	- Momento na direção “x”	N.m
M_y	- Momento na direção “y”	N.m
M_z	- Momento na direção “z”	N.m
G	- Constante gravitacional universal	N·m ² /kg ²
m	- Massa	Kg
r	- Raio	m
g	- Aceleração gravitacional	m/s ²
T	- Torque	N.m
a	- Aceleração	m/s ²
v	- Velocidade	m/s
V_{méd}	- Velocidade média	m/s
Δx	- Variação do deslocamento	m
Δt	- Variação do tempo	S
S_{méd}	- Velocidade escalar média	m/s
b	- Largura	M
σ	- Tensão	Pa
θ	- Ângulo com referencial no centro da Figura	°
R	- Resistência Elétrica	ohm
V	- Resistência Elétrica para um dado valor na direção vertical	ohm
H	- Resistência Elétrica para um dado valor na direção horizontal	ohm

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONSIDERAÇÕES

Caminhar é mover-se de um lugar para outro com os pés, e marcha é o estilo ou a maneira de caminhar. Cada pessoa tem um estilo único que pode mudar ligeiramente com a sua disposição. Algumas pessoas têm um padrão de caminhar tão único que podem ser identificadas de longe, antes mesmo que se possa ver seus rostos claramente. Apesar dos numerosos e diferentes estilos, os componentes da marcha normal são os mesmos. As formas de locomoção humana mais estudadas são a caminhada e a corrida (Lyppert, 2003).

A análise e o treinamento da marcha e da corrida são elementos principais da prática fisioterápica e da medicina de reabilitação. À medida que os avanços tecnológicos se tornam mais sofisticados, a análise biomecânica detalhada da marcha e da corrida pode ser realizada cada vez mais em um ambiente clínico e precisa ser mais amplamente compreendida pela classe médica e pesquisadores. Como existem numerosos artigos de pesquisa sobre cinemática e cinética do andar, este estudo se limitará somente à análise cinética da corrida.

Nas duas formas locomotoras de movimento, as ações do corpo são cíclicas, envolvendo seqüências nas quais o corpo é suportado primeiro por uma perna e depois pela outra. Segundo Zatsiorsky (2004), próximo da velocidade de 2 m.s^{-1} , uma pessoa andando mudará para um padrão de movimento de corrida, com a ausência de um período de apoio duplo e a presença de uma fase de vôo, diferenciando a corrida da marcha, como ilustram as Figuras 1.1 e 1.2.

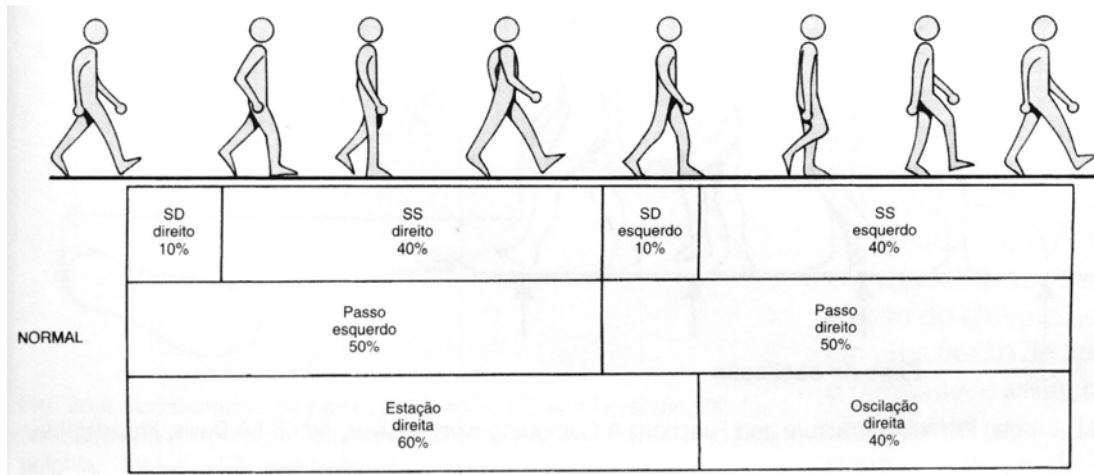


Figura 1.1 - Representação esquemática do ciclo da marcha.

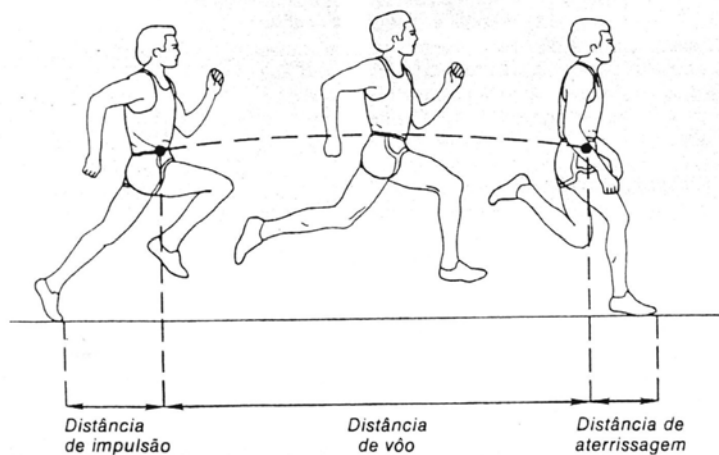


Figura 1.2 - Representação esquemática da fase de voo da corrida.

As mudanças que ocorrem na cinemática e na cinética de movimentos segmentares provavelmente resultam de esforços conscientes e inconscientes a fim de minimizar ou maximizar uma variedade de critérios específicos.

Para analisarmos a força de reação do solo, o impulso durante a saída de velocidade e a passagem durante a corrida, onde somente um membro estará em contato com o solo, utilizaremos dois sistemas de aquisição confeccionados especialmente para o estudo da força de reação horizontal e vertical do solo durante a corrida. Este sistema é composto por quatro anéis octogonais e foi devidamente calibrado nas direções “x” e “y” para aquisição da curva de calibração. Para a análise

da velocidade média e do tempo de reação das amostras, utilizou-se um sistema de “start” e “stop” através de uma lâmpada localizada ao lado do tablado de madeira que é acesa através de um botão para que os indivíduos iniciassem a corrida ao acender da lâmpada e na chegada apertavam um botão que desligava a lâmpada, marcando o tempo gasto. Como temos a distância percorrida (tamanho do tablado), calculou-se então a velocidade média.

Para obtenção de dados de calibração do sistema foram utilizados equipamentos e programas específicos e estes serão descritos no capítulo 5.

1.2 OBJETIVOS

Este trabalho foi proposto com o objetivo principal de desenvolver um sistema para a análise da força de reação do solo nas direções horizontal “x” e vertical “y”, do impulso resultante das forças de reação, tempo de reação e velocidade média durante a saída de velocidade na corrida em crianças praticantes e não praticantes de futebol.

Como objetivos específicos, podemos citar o desenvolvimento de uma plataforma para captar a força de reação nas direções vertical e horizontal dos indivíduos e, por se tratar de um estudo comparativo, investigar através dos dados coletados pelo sistema, se existe um comportamento comum desta força, bem como o impulso, tempo de reação e velocidade média do percurso durante a saída de velocidade em crianças praticantes de futebol saudáveis, comparado a crianças não praticantes de atividade física regular, em condições funcionais dinâmicas de trabalho muscular.

A plataforma para aquisição dos dados foi desenvolvida utilizando equipamentos que são facilmente encontrados no mercado e possuem baixo custo em comparação com os sistemas comerciais, apesar de ter uma precisão razoável, o que torna um equipamento a ser utilizado em coletas de dados preliminares.

1.3 METODOLOGIA

Para que fossem alcançados os objetivos descritos acima, vinte e duas crianças foram analisadas durante a saída de velocidade através de um sistema de medidas com plataformas de força.

Para se avaliar a eficiência do dispositivo, foram realizados testes prévios com seres humanos (adultos e crianças).

Todos os recursos utilizados estão disponíveis na FEG/UNESP.

1.3.1 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Esta dissertação é composta por sete capítulos, apêndices e anexos divididos da seguinte maneira:

Capítulo 1- INTRODUÇÃO.

Este capítulo apresenta uma breve iniciação da cinética relacionada à corrida humana. Aborda a motivação para a elaboração do trabalho, a relação entre o tema e a influência mútua entre as áreas de saúde e engenharias, assim como o objetivo principal e os específicos do projeto. Foram investigados trabalhos já realizados para pesquisa de tal tema, bem como os métodos utilizados.

Capítulo 2- REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.

Foi realizada neste capítulo, uma breve revisão bibliográfica visando reconhecer melhor os conceitos biomecânicos básicos em relação ao movimento humano.

Capítulo 3- ANÁLISE DO MOVIMENTO DE CORRIDA DURANTE A SAÍDA DE VELOCIDADE.

Neste capítulo apresentamos o fator de maior interesse desse trabalho que é realizar a análise quantitativa do movimento. Para isso, a análise foi baseada nos dados cinéticos fornecidos pelo dispositivo em questão.

Capítulo 4- DESENVOLVIMENTO DAS PLATAFORMAS.

Apresenta o processo de construção e calibração da ponte de extensometria, ou seja, da plataforma para aquisição das forças de reação do solo e seu processo de construção, testes, e término da elaboração do equipamento que capta as forças vertical e horizontal durante a corrida.

Capítulo 5- DESENVOLVIMENTO EXPERIMENTAL.

Descreve a “Análise das Alterações Biomecânicas Durante a Saída de Velocidade Através de um Sistema de Plataformas de Forças em Crianças Praticantes e não Praticantes de Futebol de Campo”.

Capítulo 6- RESULTADOS E DISCUSSÃO.

Serão apresentados nessa seção, o resultado experimental e a discussão de nossos resultados, utilizando para isto, estudos realizados por outros autores.

Capítulo 7- COMENTÁRIOS E CONCLUSÕES.

Onde serão expostas as conclusões baseadas nos resultados dos experimentos realizados.

A parte final do trabalho destina-se à apresentação das referências, aos apêndices e aos anexos.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 CORRELAÇÃO ENTRE BIOMECÂNICA E ENGENHARIA

A biomecânica é considerada um ramo da bioengenharia e da engenharia biomédica, sendo a primeira um campo interdisciplinar no qual os princípios e métodos da engenharia, das ciências básicas e da tecnologia são aplicados para projetar, testar e fabricar equipamentos para uso em medicina, a fim de entender, definir e resolver problemas em fisiologia e biologia, enquanto que a Bioengenharia é uma das várias áreas de especialidade dentro do campo geral da engenharia biomédica (Nordin & Frankel, 2003).

Segundo Hall (2000), os biomecânicos utilizam os conceitos da mecânica, que é o ramo da física que envolve a análise dos movimentos, ações e reações das forças, para estudar os aspectos anatômicos e funcionais dos organismos vivos que conjuntamente com a Estática e Dinâmica completam o campo da mecânica.

Estática é o exame dos sistemas que não estão se movendo ou que estão se movendo em velocidade constante a ponto de considerá-los em equilíbrio. Equilíbrio é o estado em que não há aceleração porque as forças que fazem a pessoa ou o objeto iniciar, acelerar ou diminuir o movimento estão neutralizadas por forças opostas que as cancelam. A dinâmica é a área da mecânica usada para avaliar o estudo dos sistemas nos quais existe aceleração (variação de velocidade), ou seja, avalia os sistemas em movimento acelerado usando tanto a abordagem cinemática quanto cinética para análise do movimento (Hamill, 1999).

Cinemática e cinética são subdivisões adicionais do estudo biomecânico. Cinemática é a descrição do movimento, incluindo o padrão e a velocidade das seqüências de movimentos realizadas pelos segmentos corporais que, com freqüência, correspondem ao grau de coordenação demonstrada por um indivíduo. Enquanto a cinemática descreve o aspecto do movimento, a cinética estuda as forças e momentos associadas ao movimento. O estudo da biomecânica humana pode incluir questões destinadas a esclarecer se a intensidade da força oriundos da ativação muscular é coerente com a finalidade pretendida do movimento. Fatores antropométricos,

incluindo formato, tamanho e peso dos segmentos corporais, são outras considerações importantes em uma análise cinética (Hall, 2000).

Ainda segundo Nordin & Frankel (2003), a pesquisa em biomecânica proporciona a melhora do nosso conhecimento sobre uma estrutura muito complexa que é o corpo humano. As atividades de pesquisa em biomecânica podem ser divididas em três áreas: análises de modelos, estudos experimentais e pesquisa aplicada. Os estudos experimentais objetivam determinar as propriedades mecânicas dos materiais biológicos, incluindo os ossos, cartilagens, músculos, tendões, ligamentos, pele e sangue, como um todo, ou como partes que os constituem. Estudos teóricos que envolvem análises matemáticas de modelos têm sido um componente importante de pesquisa em biomecânica, enquanto que a pesquisa aplicada é o aproveitamento do conhecimento científico para beneficiar os seres humanos. Sabemos que injúrias e doenças musculoesqueléticas são ocorrências profissionais primárias em países industrializados. Conhecendo o sistema musculoesquelético se ajusta às condições comuns de trabalho e desenvolvem-se diretrizes para assegurar que o trabalho manual seja adequado às limitações físicas do corpo humano e aos movimentos naturais do corpo, cujos danos podem ser combatidos.

A engenharia contribui com a biomecânica explicando os movimentos através dos conceitos matemáticos, bem como atuando na área de criação de equipamentos e sistemas de importância muito grande para a viabilização do estudo em biomecânica.

2.2 MODELAMENTO MATEMÁTICO, BIOMECÂNICA E SIMULAÇÃO DO MOVIMENTO

O corpo humano, quando estudado pela biomecânica, apresenta características distintas com relação a um sistema físico comum, usado na engenharia. No corpo humano possui a estrutura óssea que dá sustentação ao corpo e sobre esta estrutura temos tecidos que a recobrem. Apesar do corpo humano ter flexibilidade nas juntas e nos tecidos que recobrem os membros, o estudo clássico da Biomecânica considera os membros do corpo humano como sendo corpos rígidos (Hamill, 1999).

Uma parte importante do projeto de engenharia moderno é a análise e predição do comportamento e desempenho dinâmico de sistemas físicos, que são em geral muito complexos e difíceis de analisar. Na maioria dos casos eles consistem em um número grande de componentes, chamados de corpos ou segmentos. Para analisar e estudar tais sistemas, os vários componentes devem ser identificados e suas propriedades físicas determinadas. Uma vez que as características de componentes individuais são conhecidas, um modelo matemático é construído, o qual representa uma idealização do sistema físico real. Para o mesmo sistema físico é possível construir vários modelos matemáticos, objetivando sempre o mais simples, porém que englobe as características essenciais do sistema físico real (Özkaya & Nordin, 1999).

Ainda segundo estes autores, atualmente, com a necessidade de se otimizar os projetos de sistemas mecânicos, bem como estudar os movimentos dos corpos humanos, foram incluídos corpos flexíveis nos formalismos de sistemas multicorpos. Porém, mesmo que os resultados obtidos pelo sistema multicorpo sejam bastante satisfatórios, ao mesmo tempo, é um sistema bastante complexo de se trabalhar.

Um método importante e de crescente interesse em dinâmica de multicorpos é baseado em equações de Kane por obter as equações de movimento de primeira ordem. O uso das equações de Kane levam a uma economia no trabalho e são equações mais simples de movimento.

O corpo humano é um sistema físico e biológico extremamente complexo que pode ser modelado como sendo um sistema mecânico, que contém vários elementos lineares e não-lineares. Para desenvolver modelos de locomoção humana é essencial analisar o comportamento do corpo humano como um sistema multicorpos.

2.3 ESTUDO DA CORRIDA HUMANA

A locomoção bípede durante a marcha ou corrida, é uma tarefa funcional que exige interações complexas e coordenação entre muitas das principais articulações do corpo, particularmente da extremidade inferior. Esta tarefa fundamental tem sido tema de estudos feitos por cientistas durante vários séculos, em relação à descrição dos

movimentos corporais típicos e em relação às condições patológicas e intervenções terapêuticas (Özkaya & Nordin, 1999).

2.3.1 Considerações anatômicas sobre a corrida humana

2.3.1.1 Articulação do quadril

O movimento em torno da articulação do quadril, ou coxofemoral, é triaxial: ocorre flexão-extensão ao redor do eixo médio-lateral; ocorre adução-abdução em torno do eixo ântero-posterior; e ocorre rotação interna-externa em torno do eixo longitudinal. Embora os movimentos de flexão-extensão sejam os de maior amplitude, os movimentos nos outros dois planos são substanciais e compatíveis internamente e entre os indivíduos (Nordin & Frankel, 2003).

2.3.1.2 Articulação do joelho

Apresenta três graus de liberdade da rotação angular que se fazem presentes durante a marcha e a corrida. O movimento principal é a flexão-extensão do joelho em torno de um eixo médio-lateral. A rotação interna-externa do joelho e a adução-abdução (varo-valgo) também podem ocorrer, porém com menor consistência e amplitude.

2.3.1.3 Articulações do tornozelo e pé

O movimento do tornozelo é limitado pelas contenções morfológicas da articulação talocrural, que permite apenas a flexão plantar e a dorsiflexão. Embora o pé seja freqüentemente modelado na análise da marcha como um segmento rígido, é necessário que ele funcione como uma estrutura semi-rígida, trabalhando como uma mola durante a transferência de peso e como um braço de alavanca durante a elevação do pé, e rígida para que ofereça estabilidade adequada para sustentação do peso do

corpo. Os movimentos das articulações do tornozelo, subtalar, tarsais, metatarsais e falângicas contribuem para a progressão suave do centro da massa do corpo através do espaço.

2.3.2 Análise da corrida humana

A análise do movimento humano é um assunto de interesse da Biomecânica, e em particular o da marcha e o da corrida humana. A análise cinética do movimento humano descreve as forças que agem sobre o corpo e que provocam o movimento.

Caminhar significa mover-se de um lugar para outro com os pés, enquanto a marcha é o estilo ou maneira de caminhar. Este movimento requer equilíbrio sobre uma perna enquanto a outra se move para frente e também requer movimentos do tronco e braços (Lippert, 2003).

Um ciclo de marcha normal pode ser definido como eventos que ocorrem desde o tempo que o calcanhar de um membro toca o solo e o tempo que o calcanhar do mesmo pé toca o solo novamente. A distância do ciclo da marcha é conhecida como comprimento do passo. Portanto, durante um ciclo de marcha, um pé ora está em contato com o solo, ora no ar. Para melhor compreensão, divide-se a marcha em duas fases: fase de apoio, onde o pé encontra-se em contato com o solo (aproximadamente 60% do ciclo da marcha), e fase de oscilação, quando o pé não está em contato com o solo (aproximadamente 40% do ciclo da marcha) (Nordin & Frankel, 2003). No entanto, como dito anteriormente, a corrida se diferencia da marcha devido à ausência de um período de apoio duplo e a presença de uma fase de vôo, como ilustra a Figura 2.1.

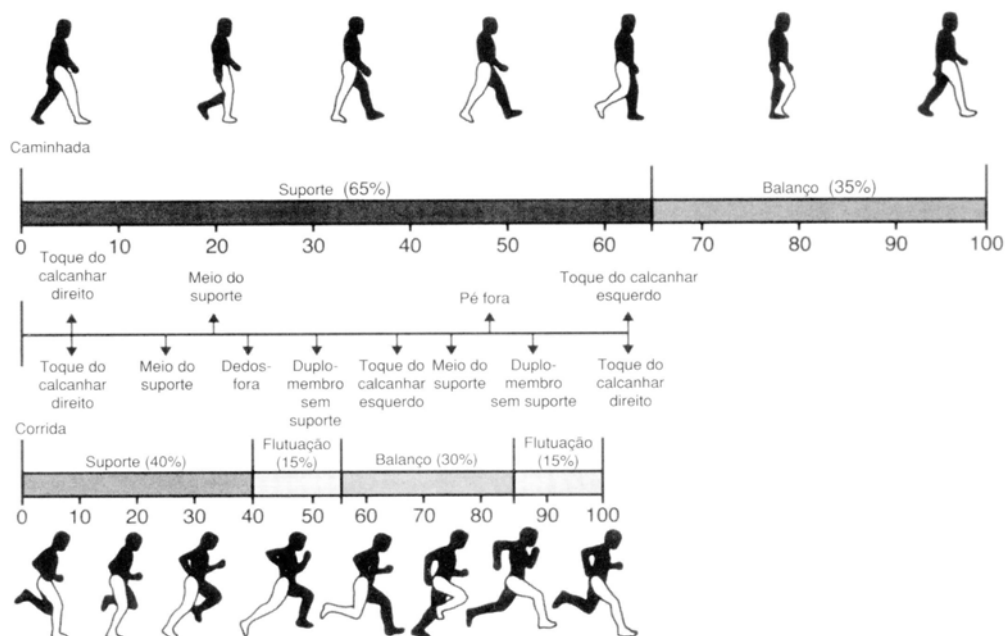


Figura 2.1 – Comparação dos ciclos da caminhada e corrida.

2.3.2.1 Análise das fases da corrida

A fase de apoio subdivide-se em 5 componentes (Nordin & Frankel, 2003):

- Contato do calcanhar: onde o tornozelo fica em posição neutra e o joelho em semiflexão para absorção do impacto. O quadril fica em flexão de aproximadamente 25°. Tronco ereto durante todo o ciclo da marcha. O tronco é girado para o lado oposto, o braço oposto para frente e o braço do mesmo lado está para trás, gerando extensão do ombro. O peso do corpo começa a mudar para o outro componente da fase de apoio. Os músculos dorsiflexores estão ativos colocando o tornozelo em posição neutra. O músculo quadríceps, que se contraiu concentricamente, passa para a contração excêntrica, minimizando a amplitude de flexão do joelho. Os músculos flexores do quadril estão ativos. Os músculos extensores do quadril estão começando a contrair para impedir o quadril de se fletir mais. Os músculos eretores da espinha estão ativos, impedindo a flexão do tronco. A força do pé atingindo o solo é transmitida para cima através das articulações.
- Pé plano: tornozelo se move aproximadamente 15° de flexão plantar com os músculos dorsiflexores em contração excêntrica impedindo o contato do pé com

força no solo. O Joelho faz aproximadamente 20° de flexão. Quadril em extensão permitindo que o resto do corpo acompanhe a perna.

- Apoio médio: ponto no qual o corpo passa sobre o pé que sustenta o peso. Os tornozelos realizam ligeira dorsiflexão, contudo tornam-se inativos. Flexores plantares começam a contrair para controlar a velocidade da perna sobre o tornozelo. O joelho e o quadril continuam a realizar extensão, ambos os braços em extensão paralelos ao corpo, tronco em posição neutra de rotação. Esse é um período de apoio simples.
- Calcanhar fora do solo: calcanhar se eleva acima do solo. Tornozelo em leve dorsiflexão de aproximadamente 15° e depois começa a flexão plantar (fase de empuxo). Flexores plantares empurram o corpo para frente. Joelho próximo da extensão total e quadril em hiperextensão. Tronco começa a girar para o mesmo lado e braços oscilando para frente.
- Dedos fora do solo: período imediatamente antes, inclui quando os dedos deixam o solo, final do apoio e início da oscilação. O Tornozelo realiza aproximadamente 10° de flexão plantar enquanto o joelho e o quadril estão se curvando.

2.3.2.2 Análise da fase de oscilação

A fase de oscilação subdivide-se em 3 componentes:

- Aceleração: o membro está atrás do corpo e se move para acompanhá-lo. Tornozelo encontra-se dorsifletido, joelho e quadril continuam a se fletir.
- Oscilação média: dorsiflexores do tornozelo trazem o tornozelo para posição neutra. Joelho em flexão de aproximadamente 65° e quadril com aproximadamente 25° de flexão. Estes movimentos encurtam o membro permitindo que o pé saia do solo.
- Desaceleração: os músculos dorsiflexores do tornozelo estão ativos para manter o tornozelo neutro. O Joelho está se estendendo, os músculos do jarrete se contraem de forma excêntrica para abaixar a perna, impedindo de se mover rapidamente na extensão.

2.3.3 Estudo cinético do movimento humano

Cinética é o ramo da mecânica que se refere às causas do movimento. Em resumo, cinética é o estudo das forças que agem sobre um sistema.

Segundo Lippert (2003), a biomecânica envolve os princípios e métodos da mecânica e aplica-os à estrutura e às funções do corpo humano. O movimento do corpo humano é estudado com o uso de métodos científicos próprios, admitindo avanços científicos, como novos procedimentos e técnicas de investigação que combinam várias disciplinas científicas para esta análise.

Para estudar o movimento do corpo humano em biomecânica, aplica-se simultaneamente diversos processos de mensuração devido à sua complexidade estrutural. O estudo em biomecânica depende da determinação de grandezas mecânicas quantitativas e qualitativas que podem ser consideradas propriedades do corpo humano em um determinado estado comportamental, ou ainda, parte de uma análise que pode ser alterada (HALL, 2000).

Ainda segundo Hall (2000), no caso de medição de forças que agem no corpo humano, pode-se dividi-las em forças internas e forças externas, sendo a primeira referente à interação entre os membros internos do corpo humano com o ambiente, como no caso de medidas de forças de reação entre o corpo humano e o solo.

Segundo Winter (1991) e Saad (1997), os métodos amplamente utilizados para aquisição de dados para o estudo cinético do corpo humano são: antropometria, dinamometria, eletromiografia, cinemetria e recentemente foi introduzida o método da termografia.

2.3.3.1 Cinética Linear do movimento humano

Antigamente, muitas questões, como: O que mantém um pássaro no ar? Porque um objeto, quando adentra uma curva, tende a inclinar-se para conseguir desenvolver seu movimento?, ficavam sem respostas adequadas. A busca pelas causas do movimento vem desde a antiguidade, mas as respostas para algumas dessas questões foram sugeridas por alguns notáveis como Aristóteles e Galileu. O ponto alto dessas

explicações foi dado pelo grande cientista Isaac Newton. De fato, as leis do movimento descritas por Newton em seu famoso livro *Principia Mathematica* (1687) formam o fundamento da mecânica do movimento humano.

Se o movimento humano é de translação, diz respeito à *cinética linear*, e sua base é fundamentada no conceito de força. Por exemplo, quando um pedreiro empurra seu carrinho de mão em linha reta, exerce duas forças iguais, uma em cada mão. O resultado é que essas linhas de ação e pontos de aplicação das duas forças fazem com que o carrinho de mão se mova em linha reta.

2.3.3.2 Cinética angular do movimento humano

Segundo Hamill (1999), sabe-se que, quanto às características de uma força, se a linha de ação e o ponto de aplicação de uma força são críticos, diferentes tipos de movimentos podem resultar dependendo de suas características.

Retomando o exemplo do pedreiro e seu carrinho de mão, o que aconteceria se empurrasse o carrinho com apenas um braço, aplicando uma força sobre uma das hastes? A força ainda estaria sendo aplicada, mas o movimento seria totalmente diferente. De fato, o carrinho de mão irá fazer translação e rotação.

Essa situação representa a maioria dos tipos de movimento e ocorre quando os humanos se movem. É raro que uma força ou um sistema de forças cause pura translação. Na verdade, a maioria das aplicações de força no movimento humano causa translação e rotação simultâneas.

O ramo da mecânica que trata das causas dos movimentos angulares é chamado de *cinética angular*.

2.4 ESTUDO DAS FORÇAS EXTERNAS

Em tarefas cotidianas, como caminhar e correr, e em atividades físicas, o corpo humano exerce força contra o solo, freqüentemente por meio dos pés. O estudo destes movimentos pode ser realizado por meio de interpretação de variáveis mecânicas obtidas com a utilização de um dispositivo denominado *plataforma de força*. Este

dispositivo possibilita medidas de força de colisão da sola do pé do indivíduo sobre a superfície, ou da força de um indivíduo apenas em pé sobre a plataforma, possibilitando a determinação de três componentes ortogonais de força (F_x , F_y , F_z) e os momentos em torno dos três eixos ortogonais coordenados (M_x , M_y , M_z), simultaneamente (Hamill, 1999).

Enquanto as forças são medidas em Newtons, os dados da força de reação do solo são geralmente colocados em uma escala dividindo o componente de força pelo peso corporal do indivíduo, resultando em unidades de “vezes o peso corporal” (PC). Em outros casos, as forças de reação do solo podem ser colocadas em uma escala dividindo a massa corporal, resultando em uma unidade de Newtons por Quilograma de massa corporal (N/kg de massa corporal).

Os dados da força de reação têm sido usados em muitos estudos para investigar uma variedade de atividades. Os perfis da força de reação do solo mudam continuamente com o tempo e são geralmente apresentados como uma função do tempo.

3 ANÁLISE DO MOVIMENTO DE CORRIDA DURANTE A SAÍDA DE VELOCIDADE

O maior interesse desse trabalho é realizar as análises quantitativas, que implica em obter resultados numéricos. Nesta análise quantitativa, o movimento é analisado numericamente com base em medidas de dados coletados durante o desempenho do movimento. Essa análise será baseada nos dados cinéticos fornecidos pelo dispositivo em questão.

3.1 ESTUDO DA CINÉTICA LINEAR

3.1.1 Tipos de Forças

As forças que existem na natureza e afetam o modo como os humanos se movem podem ser classificadas de várias maneiras. Segundo Hamill e Knutzen (1999), o esquema de classificação mais comum é descrever as *forças de contato* e *não contato*. Uma *força de contato* envolve as ações, impulsos ou trações, exercidas por um objeto em contato direto com outro. Em contraste com as forças de contato estão as forças que agem à distância. Essas são as chamadas de *forças de não contato*.

3.1.1.1 Forças de Não Contato

Ao estudar o movimento humano, a força de não contato mais familiar e importante é a força da gravidade. Essa lei afirma: “A força da gravidade é inversamente proporcional ao quadrado da distância entre os objetos que se atraem e proporcional ao produto de suas respectivas massas”.

Em termos algébricos temos:

$$F = G \cdot \frac{m_1 \cdot m_2}{r^2} \quad (1)$$

Onde “G” é a constante gravitacional universal, “m₁” é a massa de um objeto, “m₂” é a massa de outro objeto e “r” é a distância entre os centros de massas dos objetos.

O valor constante de G foi estimado por Newton e determinado com precisão por Cavendish em 1788. O valor de G é $6,67 \cdot 10^{-11} \text{ N}\cdot\text{m}^2/\text{kg}^2$.

A atração gravitacional de um objeto de um tamanho pequeno sobre outro objeto de tamanho similar é extremamente pequena, e desse modo pode ser ignorada. Em biomecânica, os objetos de maior consideração são a Terra, o corpo humano e os projéteis. Nesses casos a massa da terra é considerável e a gravidade é uma força muito importante.

Como já é do conhecimento de todos, quando tomamos uma massa qualquer, $m_2 = m$, na superfície terrestre e, considerando que $m_1 = M$ (massa da terra), a relação de nada mais é que “g” (aceleração gravitacional). O termo então:

$$G \cdot \frac{m_1}{r^2}$$

(2)

$$F = m \cdot g \tag{3}$$

Onde “g” é a aceleração gravitacional e “m”, a massa qualquer sob ação da aceleração gravitacional.

3.1.1.2 Forças de Contato

Como as forças de contato são aquelas que resultam de uma interação entre dois objetos, o número dessas forças é consideravelmente maior que a força única de não contato discutida. As forças de contato são muitas: força de reação do solo, força de reação articular, atrito, resistência dos fluídos, força de inércia, força muscular e força elástica. No entanto, neste trabalho pretende-se abordar as forças de reação do solo e de inércia.

3.1.1.2.1 Força de Reação do Solo

Segundo Hamill & Knutzen (1999), em quase todo movimento humano terrestre, o indivíduo sofre a ação da força de reação do solo (FRS) em algum momento. Essa força é da reação proporcionada pela superfície onde a pessoa está se movendo. A superfície pode ser, por exemplo, um campo de grama, já que todas as superfícies proporcionam uma força de reação. Essa força de reação é uma aplicação direta da terceira lei de Newton dos movimentos, que diz respeito à ação e reação. O indivíduo empurra o solo com uma força igual no sentido oposto.

Como todas as forças, a de reação do solo é um vetor e pode ser decomposta em seus componentes. Para fins de análise, é comumente dividida em seus componentes. A Figura 3.1 apresenta os planos ortogonais de um sistema de coordenadas tridimensionais, sendo os componentes indicados: “ F_z ”, componente vertical; “ F_y ”, componente antero-posterior; e “ F_x ” componente médiolateral. De acordo com a Sociedade Internacional de Biomecânica (SIB), contudo, para padronizar o relato de dados tridimensionais, os componentes devem ser indicados como F_y (vertical); F_x (antero-posterior); e F_z (médiolateral) (Hamill & Knutzen, 1999). Os biomecânicos medem os componentes da força de reação do solo usando as plataformas de força. Tal dispositivo, como dito anteriormente, pode verificar a força de colisão do pé do indivíduo sobre o solo, ou medir a força de um indivíduo apenas em pé sobre a plataforma.

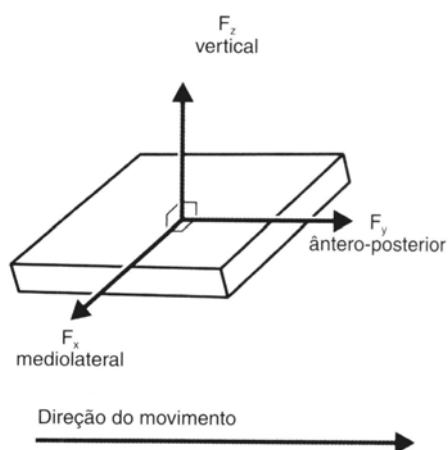


Figura 3.1 – Planos Ortogonais de um Sistema de Coordenadas Tridimensional

A importância da utilização de plataformas de força para a aferição do contato durante a marcha ou a corrida em pesquisas de biomecânica é inquestionável. Esse dispositivo tem sido comumente utilizado para medir forças de reação do solo envolvidos no movimento humano, possibilitando a interpretação do movimento através de variáveis mecânicas. O resultado obtido utilizando-se plataformas de força é uma quantidade integral, onde a componente vertical descreve a mudança no impulso, na direção vertical, do centro de massa do sujeito testado, e as componentes antero-posterior e médio-lateral correspondem às mudanças nas duas direções horizontais (NIGG & HERZOG 1998). Desde os pioneiros projetos sabe-se que a utilização de plataformas de força é dependente de sua habilidade em medir carregamentos dinâmicos de modo preciso (CUNNINGHAM & BROWN 1952; MARSDEN 1972). Na tentativa de fabricar os dispositivos para aplicações específicas, vários pesquisadores alertam sobre as características dinâmicas necessárias para providenciar medidas válidas, podendo-se citar PAYNE (1967), RAMEY (1975), GOLA (1980), LYWOOD, (1987), HULL, (1995) e ROESLER (1997), entre outros.

Enquanto as forças são medidas, os dados da força de reação do solo são geralmente colocados em uma escala dividindo o componente de força pelo peso corporal do indivíduo, resultando em unidades de “vezes o peso corporal” (PC).

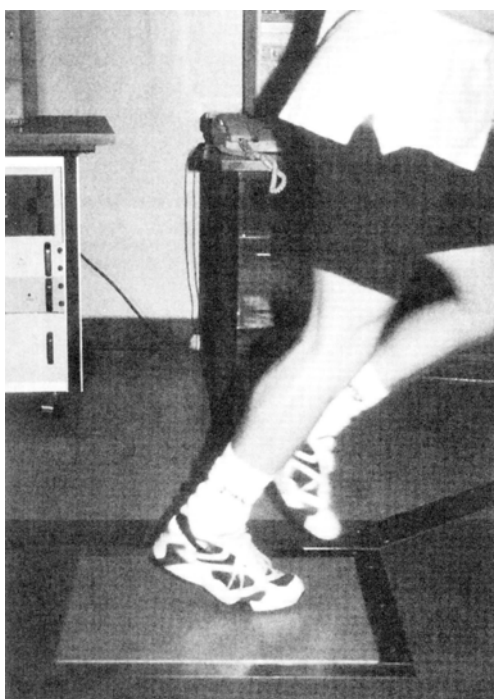


Figura 3.2 – Plataforma de Medição de Força de Contato no Solo.

Os perfis de força de reação do solo mudam continuamente com o tempo e são geralmente apresentados como uma função do tempo. Além disso, a magnitude também aumenta com o aumento na distância a partir de onde o indivíduo aterrissa (Hamill & Knutzen, 1999).

Ainda, segundo Hamill & Knutzen (1999), o componente vertical da força de reação do solo é muito maior em magnitude que os outros componentes, e tem recebido atenção especial dos Biomecânicos. Na caminhada, o componente vertical tem um valor máximo de 1 a 1,2 PC, e na corrida esse valor sobe para de 3 a 5 PC, Figura 3.3.

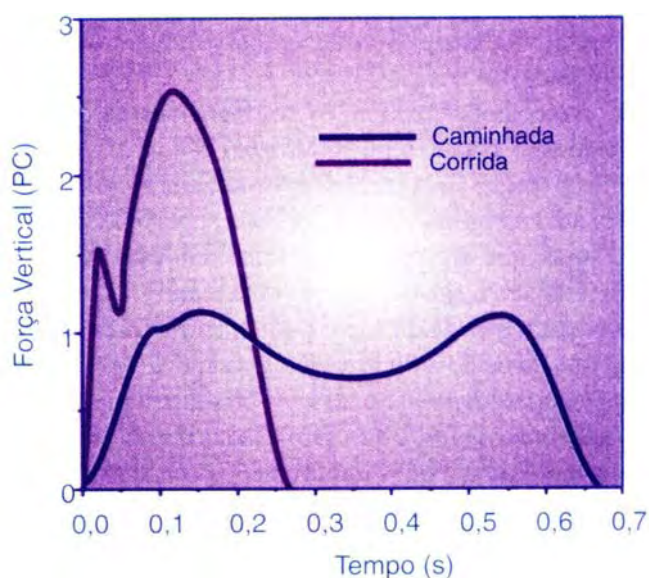


Figura 3.3 - Diferenças de Forças na Componente Vertical para Corrida e Caminhada.

3.1.1.2.2 Força de Inércia

Na prática, *inércia* significa resistência à ação ou à mudança. É a tendência de um corpo em manter seu estado atual de movimento, esteja ele parado ou movimentando-se com uma velocidade constante (Hall, 2000).

Em muitos casos no movimento humano, um segmento pode exercer uma força sobre outro segmento, causando um movimento naquele segmento que não é devido à ação muscular. Quando isso ocorre, está sendo gerada uma *força de inércia*. Geralmente um segmento mais proximal exerce uma força de inércia sobre um

segmento mais distal. Por exemplo, durante a fase de balanceio da corrida, o tornozelo faz flexão plantar durante a saída do solo e uma leve dorsiflexão no contato. O tornozelo fica relaxado durante a fase de balanceio e, na verdade, o movimento muscular sobre essa articulação fica próximo de zero, indicando pouca atividade muscular. Contudo, a perna também faz o balanceio e exerce força de inércia sobre o segmento do pé, fazendo com que este se mova até a posição dorsifletida. Similarmente, a coxa exerce uma força de inércia sobre a perna (Hamill e Knutzen, 1999).

A inércia está intimamente ligada à força de resistência necessária para movimentar um objeto. Por exemplo, durante uma análise de imagens de um corredor, os dados cinemáticos quanto aos valores de aceleração, tornam-se possíveis determinar as forças de inércia de cada membro específico, ou para um conjunto de membros. A somatória de todas as forças de inércia dos membros do corpo corredor constitui as reações no solo nas direções “X”, “Y” e “Z”.

No entanto, conciliar as variáveis cinemáticas e cinéticas de uma coleta de imagens com os dados capturados por um sistema composto de plataforma de medição de forças de contatos, tem constituído uma dificuldade considerável para muitos pesquisadores.

3.2 ESTUDO DA CINÉTICA ANGULAR

3.2.1 Centro de Massa

Segundo Nordin & Frankel (2003), o ponto sobre o qual a massa do corpo está concentrada é denominado *centro de massa*. Se o centro de massa é o ponto sobre o qual a massa está uniformemente distribuída, esse deve ser também o ponto de equilíbrio do corpo. Assim, o centro de massa pode ser também definido como o ponto sobre o qual a soma dos momentos equivale a zero. Ou seja:

$$\sum M_{cm} = 0 \quad (4)$$

O centro de massa é um ponto teórico cuja localização pode mudar de instante a instante durante um movimento. A mudança na posição do centro de massa resulta de posições que se modificam rapidamente nos segmentos do corpo durante o movimento. De fato, o centro de massa não tem necessariamente que ficar dentro dos limites do objeto. No caso dos seres humanos, as posições dos segmentos podem também resultar em um caso onde o centro de massa fique fora do corpo (Hamill & Knutzen, 1999).

Dentre os vários métodos utilizados para determinar aproximadamente o centro de massa de um determinado indivíduo, o mais utilizado é o *método segmentar*. Outro método também utilizado é o método da *Prancha de Reação* (Hall, 2000).

Vários pesquisadores têm apresentado fórmulas que estimam a massa e localização do centro de massa dos vários segmentos com base em estudos com cadáveres. Esses pesquisadores têm gerado equações de regressão ou predição que tornam possível estimar a massa e localização do centro de massa. Os parâmetros previstos baseiam-se em parâmetros conhecidos como peso corporal total ou a extensão ou circunferência do segmento.

O trabalho em questão não irá utilizar nenhum dos métodos para cálculo do centro de massa, já que o mesmo não se utilizará desse recurso para alcançar os parâmetros desejados.

3.3 EFEITO DE UMA FORÇA APLICADA DURANTE UM PERÍODO DE TEMPO (IMPULSO)

Para que o movimento ocorra, as forças precisam ser aplicadas durante certo período de tempo. Quando se manipula a equação que descreve a segunda lei de Newton, pode ser gerada uma relação física importante no movimento humano, descrevendo o conceito da força agindo durante um período de tempo. Essa relação une o momento de um objeto com a força e o tempo durante o qual a força age.

Essa relação deriva da segunda lei de Newton que afirma:

$$F = m \cdot a \quad (5)$$

Como $a = \frac{dv}{dt}$, esta equação pode ser reescrita como:

$$F = \frac{m \cdot dv}{dt} \quad (6)$$

e ainda:

$$F = \frac{d(m \cdot v)}{dt} \quad (7)$$

Se cada lado é multiplicado por dt para remover a fração sobre o lado direito desta equação, a equação resultante é:

$$F \cdot dt = d(m \cdot v) \quad \text{ou} \quad F \cdot dt = mv_{\text{final}} - mv_{\text{inicial}} \quad (8)$$

O lado esquerdo desta equação, o produto $F \cdot dt$, é uma quantidade conhecida como impulso e tem unidades de Ns (newtons X segundos). Impulso é a medida do que é necessário para mudar o movimento de um objeto (Hamill & Knutzen, 1999).

Segundo Zatsiorsky (2004), quando uma força é aplicada explosivamente durante um intervalo de tempo muito curto, a rápida alteração resultante no momento é conhecida como **impulso** da força. À medida que o desempenho no esporte melhora, a estrutura do esforço produzido passa por alterações específicas no espaço e no tempo.

Com bastante frequência, a quantidade de impulso gerada pelo corpo humano é manipulada intencionalmente. Quando um corredor executa a fase de apoio sobre uma plataforma de força, pode ser gerada uma representação gráfica da força de reação vertical e horizontal através do tempo. Já que o impulso é o produto da força multiplicada pelo tempo, ou em termos de representação gráfica, o impulso é a área

debaixo da curva força-tempo. Quanto maior for o impulso gerado contra o solo, maior será a mudança no momento do executante, e mais alto será o valor durante a fase de vôo na corrida. Teoricamente, o impulso pode ser ampliado aumentando-se tanto a magnitude da força aplicada quanto o intervalo de tempo durante a qual a força atua (Hall, 2000).

3.3.1 Velocidade Média e Velocidade Escalar Média

Uma forma compacta de descrever a posição é através do gráfico da posição x (deslocamento em uma dada direção) em função do tempo t , ou seja, o gráfico $x(t)$. Na verdade, várias quantidades estão associadas à expressão “quão rapidamente”. Uma delas é a **velocidade média**, que é a razão entre o deslocamento Δx e o intervalo de tempo Δt durante o qual esse deslocamento ocorre:

$$V_{\text{méd}} = \frac{\Delta x}{\Delta t} = \frac{x_2 - x_1}{t_2 - t_1} \quad (9)$$

A notação significa que a posição é igual a x_1 no tempo t_1 e igual a x_2 no tempo t_2 . Uma unidade usual para a $V_{\text{méd}}$ é o metro por segundo (m/s). Embora você possa encontrar outras unidades nos problemas, elas estarão sempre na forma de comprimento/tempo.

Uma maneira diferente de descrever “quão rapidamente” uma partícula se move é através da **velocidade escalar média**. Enquanto a velocidade média envolve o deslocamento da partícula Δx , a velocidade escalar média é definida em termos da distância total percorrida, independente da direção e sentido, ou seja:

$$S_{\text{méd}} = \frac{\text{distância total}}{\Delta t} \quad (10)$$

Como a definição de velocidade escalar média não inclui nem a direção e nem o sentido do movimento, ela é desprovida de sinal algébrico (Halliday, 2006).

4 INSTRUMENTAÇÃO COM PLATAFORMAS DE FORÇAS

O presente trabalho utilizou-se de um protótipo de plataforma de força construído para coletar dados referentes às forças de contato em um bloco de saída na natação, realizado através da dissertação apresentada por Kuramoto (2005), sendo adaptado para o estudo em questão. Uma outra plataforma foi construída utilizando-se da primeira como modelo.

Esta seção irá descrever o tipo de plataforma utilizada para a coleta de dados, sua calibração nas duas direções ortogonais e a aquisição de dados, já que os dados matemáticos referentes à construção do protótipo de plataforma de força foram bem descritos por Kuramoto (2005) em sua dissertação e estão disponíveis na Biblioteca da FEG – UNESP.

4.1 O MODELO CONSTRUTIVO DO PROTÓTIPO DAS PLATAFORMAS DE FORÇA

Um modelo de plataforma foi construído, a partir de um outro modelo existente no laboratório de Biomecânica da Faculdade de Engenharia da UNESP, campus Guaratinguetá, para coletar as forças de reação durante o contato do pé. Este protótipo é composto por quatro anéis octogonais.

Apesar de seu uso ser grandioso nos dias de hoje, seu potencial de uso só foi descoberto em 1951 (Roesler, 2001). A Figura 4.1 demonstra um anel octogonal sob carregamento de forças estáticas:

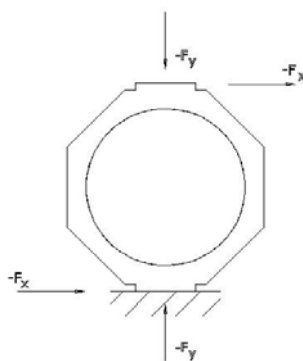


Figura 4.1 - Anel Octogonal sob carregamento de Forças Estáticas.

O material utilizado foi o Aço SAE 1045, possuindo as seguintes propriedades:

- Módulo de Young, E : 207×10^9 Pa;
- Tensão média, σ : 350 Mpa;
- Coeficiente de Poisson: 0,3.

Quanto aos dados de projeto:

- Força vertical máxima, “ $F_{y \text{ Max}}$ ”: 600 N para cada anel;
- Força horizontal máxima, “ $F_{x \text{ Max}}$ ”: 300 N para cada anel;
- b mínimo (largura lateral): 10 mm (por razão à fixação dos Strain Gages);
- r mínimo (diâmetro interno): 15 mm (por razão à fixação dos Strain Gages);
- Largura máxima do anel octogonal (largura frontal): 60 mm;
- Coeficiente de segurança do projeto, “CS”: 2,0.

4.1.1 Montagem dos Anéis Octogonais no Protótipo de Plataforma de Força

Por uma questão de facilidade construtiva, adotou-se a forma de um octógono perfeito, ou seja, as localidades de fixação foram realizadas a 45° . De acordo com a análise de tensões feitas pelo método de elementos finitos, foi determinado um ângulo θ de $39,6^\circ$ para que a influência da força vertical seja anulada na medida de forças horizontais.

A Figura 4.2 ilustra o esquema do anel ideal e do projeto:

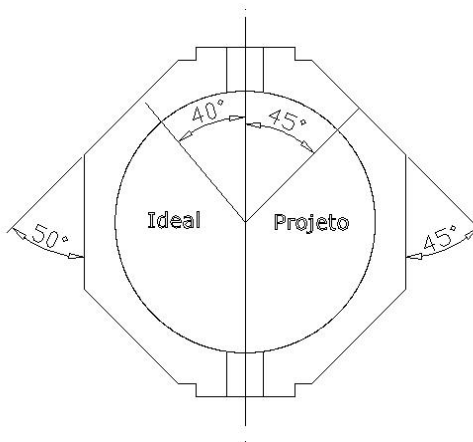


Figura 4.2 - Diferença de Dimensões entre o Anel Confeccionado e o Anel Ideal.

Isto causará uma pequena interferência das tensões de reação vertical nas medições das tensões de reação horizontal. Esta interferência foi demonstrada anteriormente na dissertação de mestrado de Kuramoto, (2005).

Sendo assim, os extensômetros foram fixados nos anéis octogonais conforme a Figura 4.3:

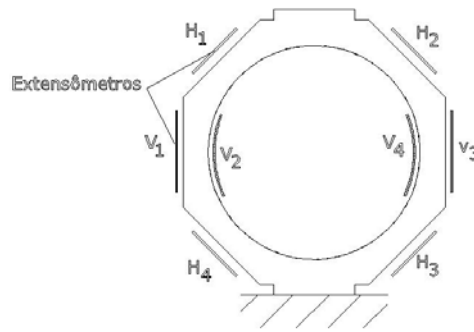


Figura 4.3 - Localização dos Extensômetros no Anel Octogonal.

Para a plataforma de força, os anéis octogonais foram arranjados e configurados pra medir em duas direções ortogonais, ou seja, direção “x” (plano sagital) e direção “y” (plano transversal).

As Figuras 4.4 e 4.5 demonstram o arranjo final dos anéis octogonais na placa de força.

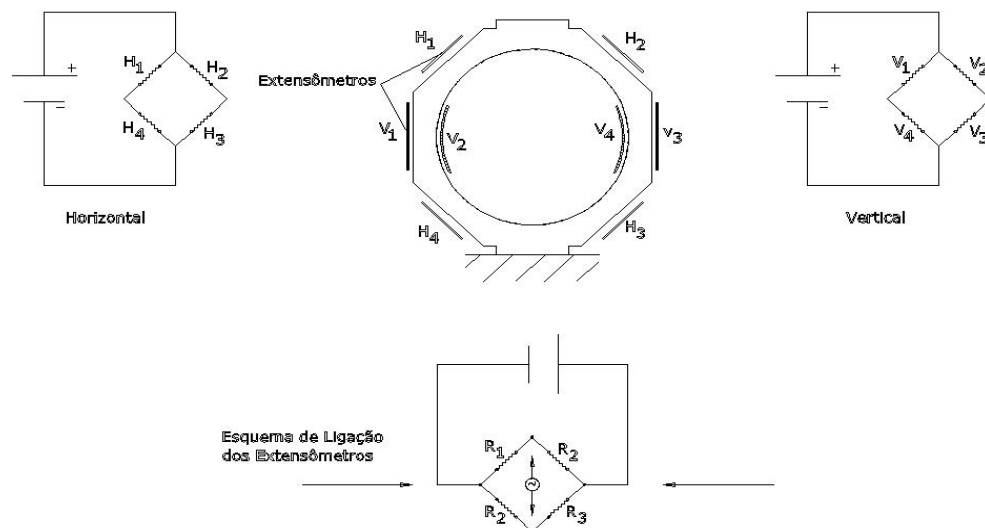


Figura 4.4 - Configuração dos Extensômetros no Anel Octogonal e Esquema de Ligação dos Extensômetros.

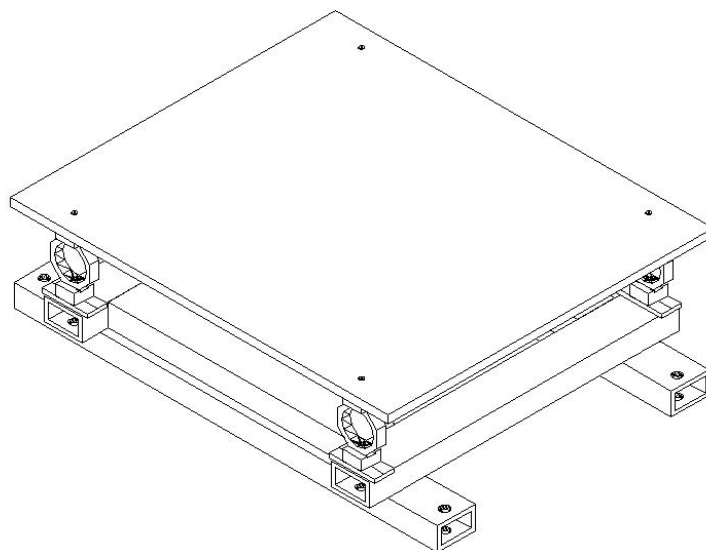


Figura 4.5 - Esquema final da montagem da Plataforma

O esquema de configuração dos extensômetros foi disposto da seguinte maneira, conforme a Tabela 4.1:

Tabela 4.1 – Esquema de Configuração das Ligações dos Extensômetros

Configuração das Ligações dos Extensômetros		
Resistência	Direção	
	Vertical	Horizontal
R_1	V_1	H_1
R_2	V_2	H_2
R_3	V_3	H_3
R_4	V_4	H_4

Para a avaliação da corrida, onde somente um membro estará em contato com o solo, utilizou-se um sistema de aquisição confeccionado especialmente para o estudo da força de reação horizontal e vertical do solo. Este sistema é composto por 4 anéis octogonais como descrito anteriormente

Para obtenção de dados de calibração do sistema foram utilizados os seguintes equipamentos e programas:

- Célula de carga modelo 1481, que suporta uma carga máxima de até 500 N;
- Indicador digital para transdutores, INTERFACE, modelo IM-2;
- Ponte de extensometria e amplificador HBM (Hottinger Baldwin Messtechnik) Spider 8 – 4,8 KHz/DC;
- Computador Pentium IV, 2.4 GHz;
- Programa CatMan 3.1 de aquisição de sinais do extensômetro;

A Figura 4.6 ilustra a composição do equipamento:

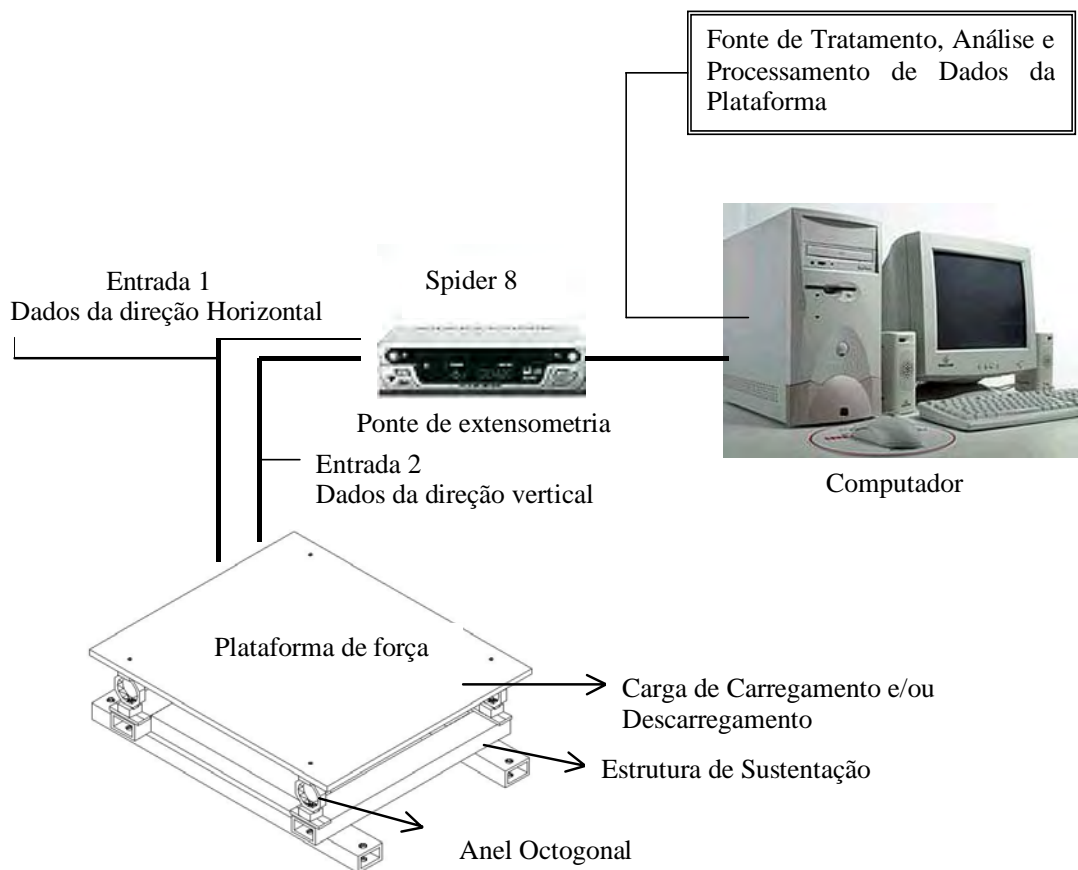


Figura 4.6 - Representação esquemática do Sistema de Aquisição dos Dados

4.1.2 O que é um *Strain Gage* (extensômetro)?

Segundo Doebelin (1975), é um resistor onde seu comprimento é alterado pela deformação da sua resistência. Os valores mais comuns dos strain gages comerciais são: 120 ohms e 350 ohms. Um típico *strain gage* consiste em uma grade condutiva de filme metálico fino, montado em uma base de epóxi ou fibra de vidro. A resistência é

um sensor elétrico que varia sua resistência de acordo com uma função linear da força aplicada sobre a superfície da estrutura que está colado.

A sensibilidade do *strain gage* dependerá da deformação que modifica a resistividade do material o que causa uma variação na sua resistência. Essa sensibilidade é chamada de “*Gage Factor*”. O *gage factor* é igual a “2” para a maioria dos gages de filme fino.

Os *strain gages* são conectados como quatro resistores na ponte de *Wheastone*. Essa ponte converterá a variação de resistência no *strain gage* em uma saída de tensão que é proporcional à força aplicada.

A Figura 4.7 ilustra um *strain gage*:

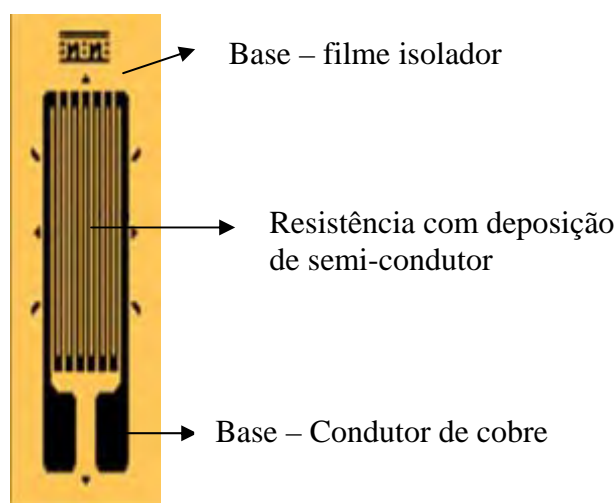


Figura 4.7 - Representação Esquemática de um extensômetro (*strain gage*)

4.1.3 Dados das Calibrações Estáticas das Plataformas de Força

Para tal calibração foram utilizadas cargas de carregamento e descarregamento para as duas direções de arranjo, a fim de verificar sua linearidade, se a carga aplicada é coesa e principalmente, comprovar a confiança para diferentes situações as quais a plataforma será submetida, ora em estado de carregamento, ora em estado de descarregamento.

O sistema de coleta dos valores de calibração estática para a direção horizontal “x” constituiu nos seguintes equipamentos e programas:

- Célula de carga modelo 1481, que suporta uma carga máxima de até 500 N;

- Indicador digital para transdutores, INTERFACE, modelo IM-2;
- Ponte de extensometria e amplificador HBM (Hottinger Baldwin Messtechnik) Spider 8 – 4,8 KHz/DC;
- Computador Pentium IV, 2.4 GHz;
- Programa CatMan 3.1;

Para a calibração das plataformas de força na direção horizontal “x”, a estrutura de sustentação foi fixada no solo por quatro parafusos, permitindo que a mesma ficasse rígida. Um cabo de aço foi fixado de um lado na placa de aço e na outra extremidade na célula de carga, fixada em uma estrutura de aço presa ao solo de frente para as plataformas tracionando-as na direção horizontal. Assim, foram utilizadas cargas a partir de 0 N a 150 N e 0 a 100 N nas plataformas 1 e 2, respectivamente.

A Figura 4.8 ilustra o esquema representativo da calibração horizontal “ F_x ”:

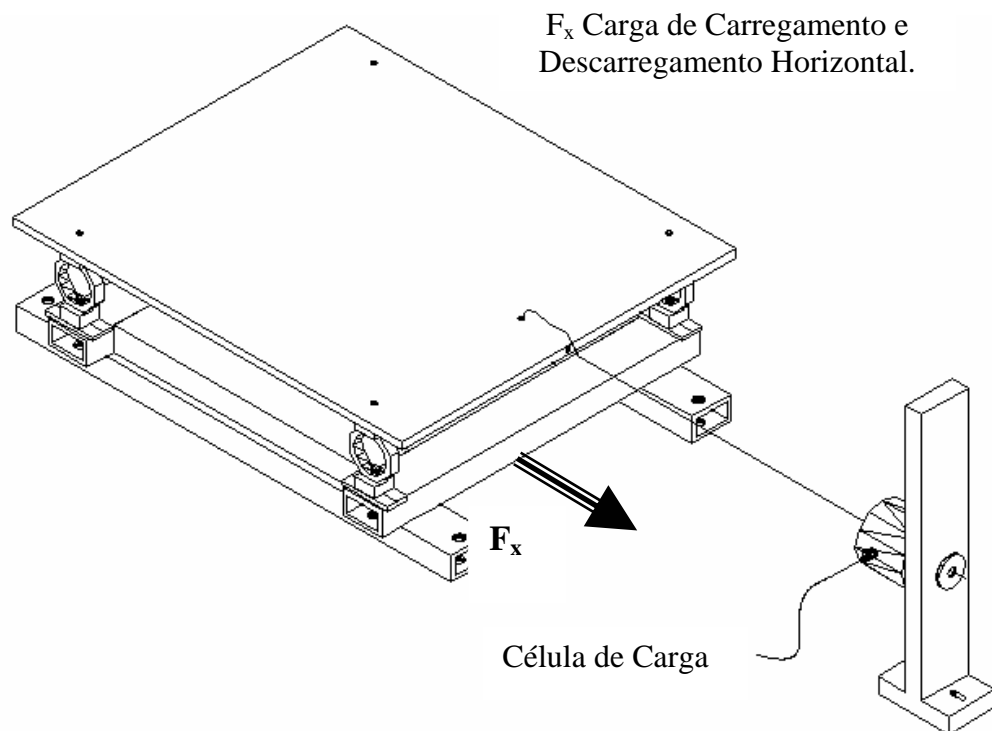


Figura 4.8 - Representação Esquemática da Calibração Horizontal “ F_x ” Estática.

O sistema de coleta de dados utilizou dois canais de coletas, pois, apesar de os anéis octogonais serem arranjados a fim de anular o momento resultante das reações horizontal na direção vertical, persiste ainda uma pequena parcela de influência.

Para a calibração da direção vertical “y” e da distorção destas forças na direção horizontal “x”, foram utilizados os mesmos equipamentos e programas utilizados para coleta da curva de calibração horizontal.

Para calibrar as plataformas na direção horizontal “x” e levantar a curva de distorção vertical “y”, utilizou-se o mesmo método de fixação da plataforma descrito anteriormente.

Foram utilizadas cargas a partir de 0 N a 700 N e 0 N a 500 N nas plataformas 1 e 2, respectivamente .

O sistema de coleta de dados utilizou dois canais de coletas, por razão à forma construtiva do anel, proveniente da distorção das forças de reação vertical “ F_y ” nas forças de reação horizontal “ F_x ”. Por uma questão de fidelidade e confiança dos valores, para um mesmo valor de carga ocorreram medições tanto para calibração vertical, quanto para calibração de distorção proveniente desta.

A Figura 4.9 ilustra o esquema representativo da calibração vertical:

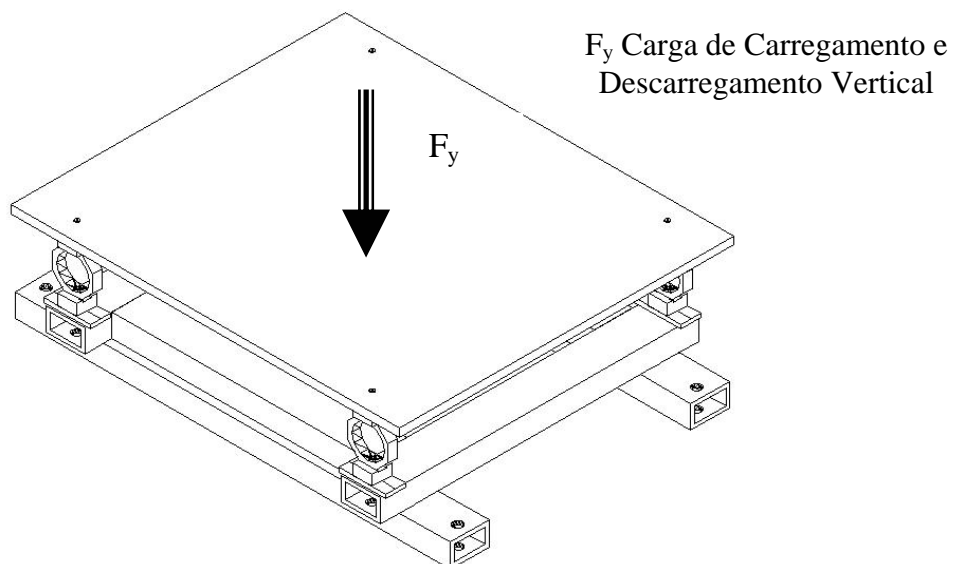


Figura 4.9 - Representação Esquemática da Calibração Vertical F_y estática.

O gráfico da Figura 4.10, demonstra o resultado obtido da calibração horizontal “x” utilizando cargas de carregamento e descarregamento para a plataforma 1.

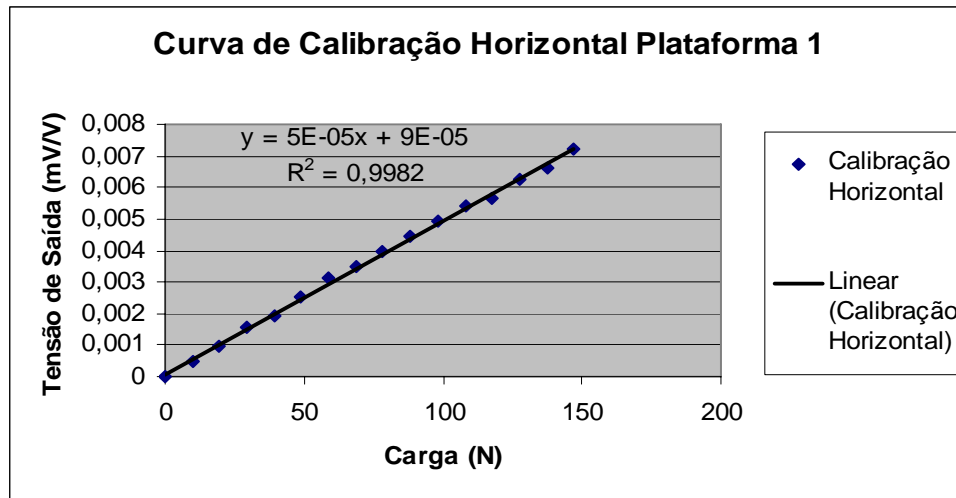


Figura 4.10 - Gráfico dos Resultados Obtidos para Calibração Horizontal “x”.

De acordo com os valores coletados para a calibração horizontal “x” da plataforma 1 tem-se:

$$x(y) = 20000y - 1,8 \text{ [N/(mV/V)]};$$

Desvio Padrão Médio: 0,00226;

Desvio Máximo: 0,0072;

Desvio Mínimo: 0.

O gráfico da Figura 4.11, demonstra o resultado obtido da calibração horizontal “x” utilizando cargas de carregamento e descarregamento para a plataforma 2.

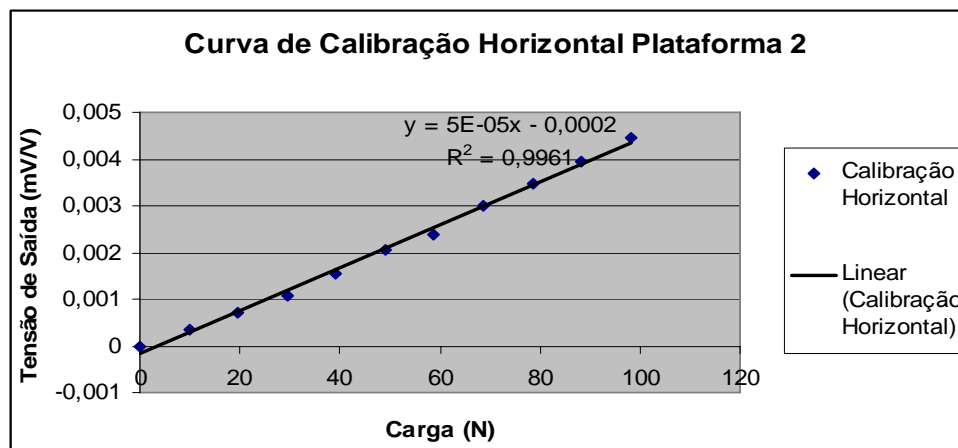


Figura 4.11 - Gráfico dos Resultados Obtidos para Calibração Horizontal “x”.

De acordo com os coletados para a calibração horizontal “x” da plataforma 2, tem-se:

$$x(y) = 20000y + 4 \text{ [N/(mV/V)]};$$

Desvio Padrão Médio: 0,0014972;

Desvio Máximo: 0,00444;

Desvio Mínimo: 0.

O gráfico da Figura 4.12, demonstra o resultado obtido da calibração vertical “y” e distorção proveniente das forças verticais na direção horizontal, utilizando cargas de carregamento e descarregamento para a plataforma 1.

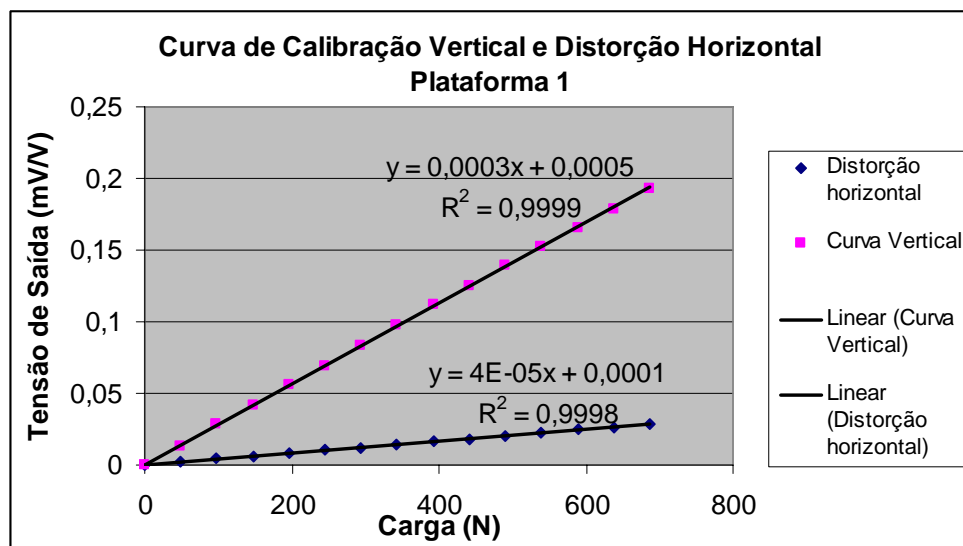


Figura 4.12 – Gráfico dos Resultados Obtidos para Calibração Vertical “y” e Distorção Proveniente das Forças Verticais na Direção Horizontal.

De acordo com os valores coletados para a calibração vertical “y” da plataforma 1, tem-se:

$$x(y) = 3333,33y - 1,6667 \text{ [N/(mV/V)]};$$

Desvio Padrão Médio: 0,061740752;

Desvio Máximo: 0,1932;

Desvio Mínimo: 0.

Quanto aos valores de distorção proveniente das forças de reação vertical “y” na direção horizontal “x” da plataforma 1, tem-se:

$$x(y) = 25000y - 2,5 \text{ [N/(mV/V)]};$$

Desvio Padrão Médio: 0,0090264;

Desvio Máximo: 0,02808;

Desvio Mínimo: 0.

O gráfico da Figura 4.13, demonstra o resultado obtido da calibração vertical “y” e distorção proveniente das forças verticais na direção horizontal, utilizando cargas de carregamento e descarregamento para a plataforma 2.

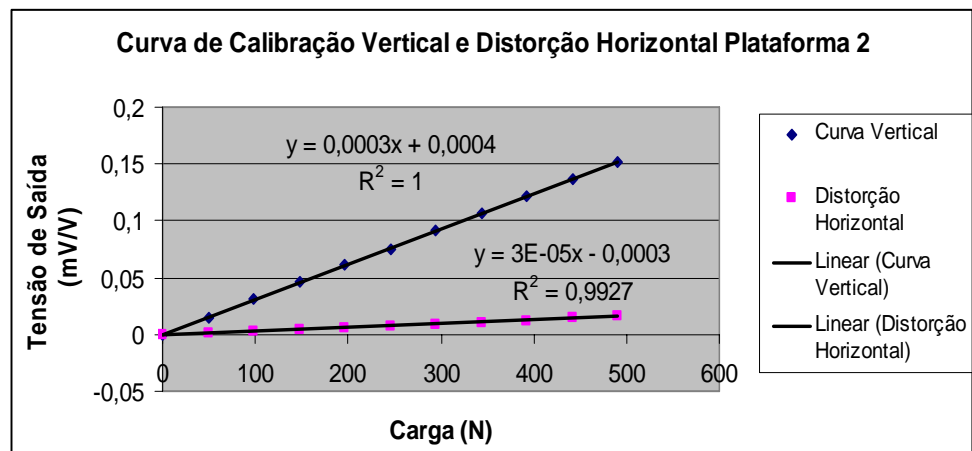


Figura 4.13 - Gráfico dos Resultados Obtidos para Calibração Vertical “y” e Distorção Proveniente das Forças Verticais na Direção Horizontal.

De acordo com os valores coletados para a calibração vertical “y”, tem-se:

$$x(y) = 3333,33y - 1,33 \text{ [N/(mV/V)]};$$

Desvio Padrão Médio: 0,0500360;

Desvio Máximo: 0,15132;

Desvio Mínimo: 0.

Quanto aos valores de distorção proveniente das forças de reação vertical “y” na direção horizontal “x” para a plataforma 2, tem-se:

$$x(y) = 33333,33y + 10 \text{ [N/(mV/V)]};$$

Desvio Padrão Médio: 0,0054179;

Desvio Máximo: 0,01632;

Desvio Mínimo: 0.

Como visto nos gráficos anteriores, ambas as plataformas apresentam distorção na direção horizontal devido à carga vertical aplicada. Para resolver tal problema, foram construídos gráficos resultantes a partir da calibração horizontal e da distorção proveniente da vertical na direção horizontal, onde tanto a entrada quanto a saída seriam em Newtons para que pudéssemos realizar a correção da coleta na direção horizontal.

Utilizando tais representações, chega-se aos seguintes gráficos resultantes:

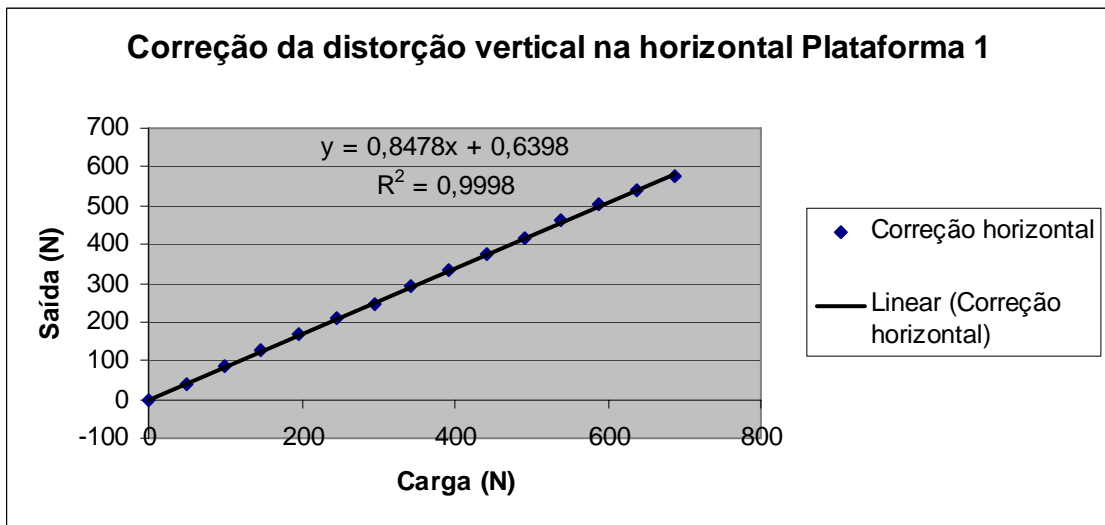


Figura 4.14 - Gráfico dos Resultados Obtidos para Correção da Distorção Vertical na Direção Horizontal “x”.

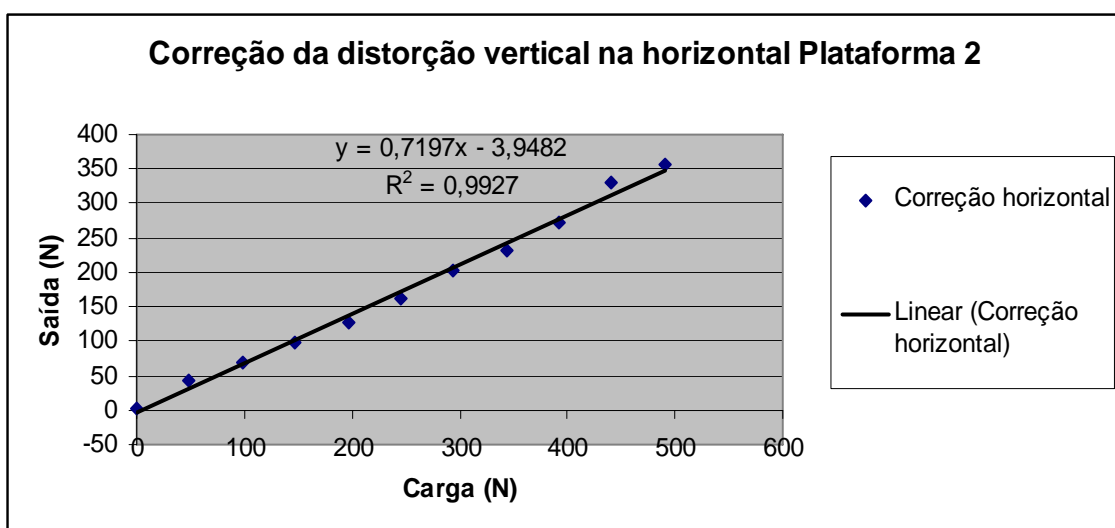


Figura 4.15 – Gráfico dos Resultados Obtidos para Correção da Distorção Vertical na Direção Horizontal “x”.

De acordo com os valores coletados para correção da distorção vertical “y” na direção horizontal “x” da Plataforma 1, tem-se:

$$x(y) = 1,1795y - 0,7546 \text{ [N/(N)]}$$

Desvio Padrão Médio: 185,9987683;

Desvio Padrão Máximo: 576,92778;

Desvio Padrão Mínimo: -1,6887;

De acordo com os valores coletados para correção da distorção vertical “y” na direção horizontal “x” da Plataforma 2, tem-se:

$$x(y) = 1,3894y + 5,4858 \text{ [N/(N)]}$$

Desvio Padrão Médio: 117,5046735;

Desvio Padrão Máximo: 357,57106;

Desvio Padrão Mínimo: 3,6229;

5 DESENVOLVIMENTO EXPERIMENTAL

Neste capítulo são apresentados os materiais e métodos utilizados para obtenção dos dados referentes à pesquisa em questão.

5.1 INSTRUMENTOS

Para realizar a coleta de dados foram utilizadas duas plataformas de força confeccionadas especialmente para o estudo da força de reação horizontal, vertical e conseqüentemente o impulso resultante. Este sistema é composto por 4 anéis octogonais e foi devidamente calibrado nas direções “x” e “y” para aquisição da curva de calibração, como descrito anteriormente na seção 4. As duas plataformas foram fixadas no solo através de quatro parafusos, e um tablado de madeira foi confeccionado de maneira que as plataformas ficassem niveladas com o mesmo. O sinal da força foi obtido com freqüência de 50 Hz, seguindo orientações de Roesler & Iturrioz (2002), onde se demonstrou que os maiores conteúdos, em termos de energia do sinal analisado, situam-se abaixo de 80 Hz;

A plataforma 1 apresenta as seguintes dimensões: 45X45 cm²;

A plataforma 2 apresenta as seguintes dimensões: 50X50 cm²;

O tablado de madeira apresenta as seguintes dimensões: 5,0 m de comprimento por 0,80 m de largura.

Microcomputador provido de placa conversora A/D e software de aquisição e processamento de dados CATMAN 3.1.

Para a análise da velocidade média e do tempo de reação das amostras, foi adotado um sistema de “start” e “stop” no início e no final das medidas usando uma lâmpada localizada ao lado do tablado de madeira que é acesa quando um botão for acionado no final da medida para registrar o tempo total de ensaio. Com a distância percorrida conhecida, através do comprimento do tablado, calculou-se então a velocidade média. A figura 5.1 ilustra o esquema de instalação do tablado e a localização dos dispositivos em questão.

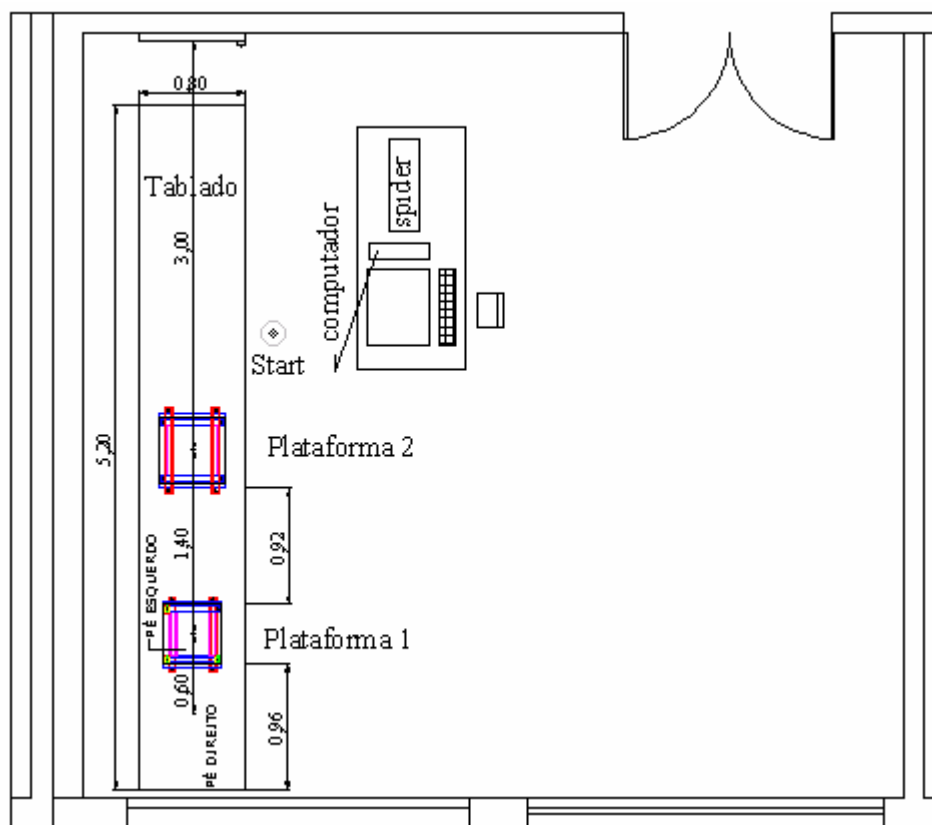


Figura 5.1 - Lay out do sistema para aquisição dos dados

5.2 AMOSTRA EXPERIMENTAL

Participaram do estudo 22 indivíduos, sendo 11 pertencentes à Escola Estadual Joaquim Vilela, com idade média entre 13 e 14 anos, estatura média de $1,68 \pm 0,11$ metros, massa média de $56,44 \pm 13,38$ Kg e peso médio de $553,64 \pm 131,23$ N e mais 11 pertencentes à Escola de Futebol Tricolor do Vale, com idade média entre 13 e 14 anos, estatura média de $1,64 \pm 0,10$ metros, massa média de $54,62 \pm 11,22$ Kg e peso médio de $535,80 \pm 110,06$ N, todos pertencentes ao Município de Guaratinguetá (SP). Este estudo seguiu as normas e condutas da Comissão de Ética da Universidade de Taubaté (UNITAU). As tabelas 5.1 e 5.2 apresentam os dados antropométricos dos indivíduos em questão, bem como seus índices de massa corpórea (IMC) para demonstrar se os mesmos encontravam-se dentro dos índices aceitáveis para peso saudável.

Tabela 5.1 – Dados antropométricos dos indivíduos da Escola Estadual

	Amostras	Idade	Peso (Kg)	Peso (N)	Altura (m)	IMC
1 ^a	Amostra	14 anos	62,2	610,18	1,77	19,85
2 ^a	Amostra	14 anos	63,7	624,90	1,72	21,53
3 ^a	Amostra	14 anos	29,5	289,40	1,45	14,03
4 ^a	Amostra	14 anos	61,7	605,28	1,66	22,39
5 ^a	Amostra	14 anos	62,2	610,18	1,69	21,78
6 ^a	Amostra	13 anos	66,3	650,40	1,79	20,69
7 ^a	Amostra	13 anos	44,5	436,55	1,66	16,15
8 ^a	Amostra	14 anos	62	608,22	1,71	21,20
9 ^a	Amostra	14 anos	62,8	616,07	1,73	20,98
10 ^a	Amostra	14 anos	70	686,70	1,79	21,85
11 ^a	Amostra	14 anos	35,9	352,18	1,48	16,39

Tabela 5.2 – Dados antropométricos dos indivíduos da Escola de Futebol

	Amostras	Idade	Peso (Kg)	Peso (N)	Altura (m)	IMC
12 ^a	Amostra	14 anos	50,2	492,46	1,69	17,58
13 ^a	Amostra	14 anos	64,3	630,78	1,65	23,62
14 ^a	Amostra	13 anos	46,5	456,17	1,58	18,63
15 ^a	Amostra	14 anos	68,3	670,02	1,76	22,05
16 ^a	Amostra	14 anos	62,7	615,09	1,74	20,71
17 ^a	Amostra	13 anos	33,1	324,71	1,41	16,65
18 ^a	Amostra	14 anos	46,4	455,18	1,56	19,07
19 ^a	Amostra	13 anos	46,5	456,17	1,62	17,72
20 ^a	Amostra	13 anos	69,5	681,80	1,69	24,33
21 ^a	Amostra	13 anos	56	549,36	1,63	21,08
22 ^a	Amostra	14 anos	57,3	562,11	1,72	19,37

Segundo Shils & cols. (2003), o IMC é o peso corporal dividido por uma potência da altura, geralmente $(\text{altura})^2$, sendo descrito como independente da estatura. Cálculos baseados nos valores do peso corporal ideal sugerem que os IMCs dos homens e mulheres normais devem situar-se na faixa de 20 a 27 Kg/m^2 . Os indivíduos com índices altos são classificados como com sobrepeso, mesmo obesos, e aqueles com índices subnormais como subnutridos.

Os médicos e pesquisadores usam frequentemente o IMC, derivado da massa corporal em relação à estatura, para avaliar a “normalidade” do peso das pessoas. O

IMC tem uma associação com gordura corporal um pouco maior do que as estimativas que se baseiam simplesmente na estatura e na massa (McArdle & cols., 2001). A fórmula abaixo demonstra como é feito tal cálculo:

$$\text{IMC} = \text{massa corporal (Kg)} \div \text{estatura (m}^2\text{)}$$

(11)

A importância deste índice simples de se obter está em sua relação com a curva da taxa de mortalidade por qualquer causa: à medida que o IMC aumenta, o mesmo acontece com o risco de complicações cardiovasculares, diabetes e doenças renais (McArdle & cols., 2001).

A tabela abaixo demonstra os índices de normalidade para o IMC:

Tabela 5.3 – Tabela para classificação do IMC em indivíduos saudáveis

	Peso dos Indivíduos	IMC dos indivíduos
Peso Saudável equivale ao Peso Normal	Abaixo do Peso	Abaixo de 18,5
	Peso Normal	18,5 a 24,9
	Sobrepeso	25,0 a 29,9
	Obesidade Grau I	30 a 34,9
	Obesidade Grau II	35 a 39,9
	Obesidade Grau III	40,0 e acima

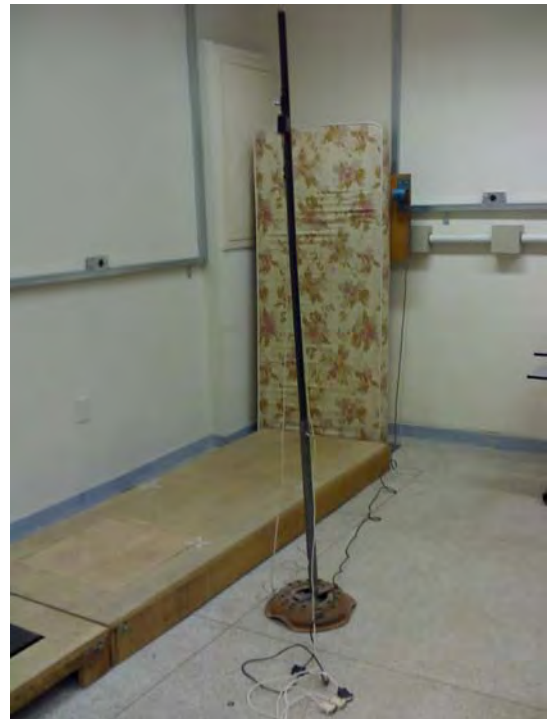
Para se avaliar o IMC dos indivíduos da pesquisa, e sabermos se os mesmos estavam dentro dos padrões de normalidade, foi utilizada a tabela acima. Três indivíduos não praticantes de Futebol e três praticantes de Futebol encontram-se fora dos padrões de normalidade apresentados através da tabela, ou seja, índices abaixo do valor de 18,5. No entanto, o parâmetro em questão não influenciou na interpretação dos dados.

5.3 PROTOCOLO EXPERIMENTAL

O sistema de coleta foi montado no interior do laboratório de biomecânica da FEG – UNESP. A plataforma teve sua superfície nivelada com o tablado de madeira. Um colchão de espuma foi adaptado no fim do percurso para evitar que as crianças dessem de encontro com a parede e sofressem qualquer tipo de lesão. As Figuras 5.2a e 5.2b mostram a montagem do sistema em questão no laboratório de Biomecânica.



(a)



(b)

Figura 5.2 – Representação esquemática montada no laboratório de Biomecânica.

Os participantes foram instruídos a reproduzir fielmente a mesma situação de saída. Cada indivíduo ficava sobre o tablado de madeira e se preparava para a “saída” com o pé esquerdo à frente e o pé direito a 60 cm de distância, conforme orientação de Hay (1989), que descreve um tipo de saída de velocidade, onde o joelho da perna que está pra trás coloca-se no mesmo nível ou ligeiramente atrás do calcanhar do pé que está na frente, e as distâncias resultantes entre os dedos são da ordem de 60 a 70 cm.

Em geral, esse tipo de saída de velocidade é utilizado nas provas de revezamento no atletismo, e é denominada “saída alta”. O atleta se coloca de pé, ligeiramente inclinado para frente, com as pernas em afastamento antero-posterior (\cong 60 a 70 cm),

tendo o peso do corpo sobre a perna da frente (Fernandes, 2003). No entanto, foi utilizada uma adaptação para a saída das amostras, já que na saída alta para o revezamento, o atleta tem que ficar com a cabeça voltada para trás e o olhar dirigido ao seu companheiro.

Para o estudo em questão, os indivíduos tinham que ficar atentos ao acender da lâmpada (start) para iniciar sua corrida. Seu pé direito ficava sobre a 1ª plataforma, conforme ilustra a Figura 5.3. O comando de partida era dado através do sistema “start” da lâmpada posicionada ao lado do tablado de madeira. Sendo advertidos a partir no momento em que a lâmpada acendesse, estes indivíduos realizariam a corrida até o fim do percurso apertando um botão de “stop”, o que acarretaria no desligamento da lâmpada.



Figura 5.3 – Representação esquemática do posicionamento durante a saída da plataforma.

Cada amostra foi obtida por meio de três coletas, e através da média aritmética chegou-se a um valor resultante. Foram consideradas para análise todas as curvas de

força de reação do solo que apresentavam o padrão temporário semelhante ao padrão descrito na literatura (Hamill & Knutzen, 1999).

5.4 VARIÁVEIS SELECIONADAS

A partir de cada curva de reação do solo nas direções “x” e “y”, foram calculados os parâmetros temporais e de intensidade.

5.4.1 Parâmetros temporais

Tempo de reação (TR) – intervalo de tempo entre a percepção do sinal visual da lâmpada até o início do movimento, verificando a agilidade do indivíduo.

Define-se o TR como sendo o lapso temporal entre o início da apresentação de um estímulo externo e o início de uma resposta motora (Carvalho, 1988; Cohen, 2001; Magill, 2000).

Para Zakharov (1992), as capacidades de velocidade estão manifestadas na possibilidade de o atleta, no menor tempo possível, executar ações motoras, sendo que um dos componentes principais da capacidade de velocidade é a rapidez, que se manifesta em duas formas principais: rapidez de ação motora e rapidez de movimento.

Zaciorsky apud Carvalho (1981) divide o TR em cinco fases: aparição do estímulo no receptor; transmissão do impulso até o sistema nervoso central; processamento do impulso na rede nervosa e formação de um impulso efetor; entrada do impulso efetor no músculo; e estimulação do músculo originando uma atividade muscular.

Velocidade média (Vm) – foi calculada através do espaço percorrido, que era o mesmo para todas as crianças, dividido pelo tempo gasto até o fim do percurso.

5.4.2 Parâmetros de intensidade

Força de reação horizontal (F_x) – valor médio para os 1º, 2º e 3º trechos do percurso da curva temporal de força de reação do solo (FRS).

Força de reação vertical (F_y) – valor médio para os 1º, 2º e 3º trechos do percurso da curva temporal de FRS.

Impulso resultante (IR) – área da curva temporal de FRS durante a fase de apoio;

Os parâmetros associados à quantidade de força foram normalizados pelo peso corporal, enquanto que os parâmetros temporais foram normalizados pelo tempo de apoio total.

As fases do ensaio foram definidas da seguinte forma:

1. Percepção do sinal visual ($t = 0$);
2. Início do movimento ($t = t_1$);
3. Final do contato da 1ª plataforma de força;
4. Início do contato da 2ª plataforma de força;
5. Final do contato da 2ª plataforma de força;
6. Fim do ensaio com o contato do botão stop;

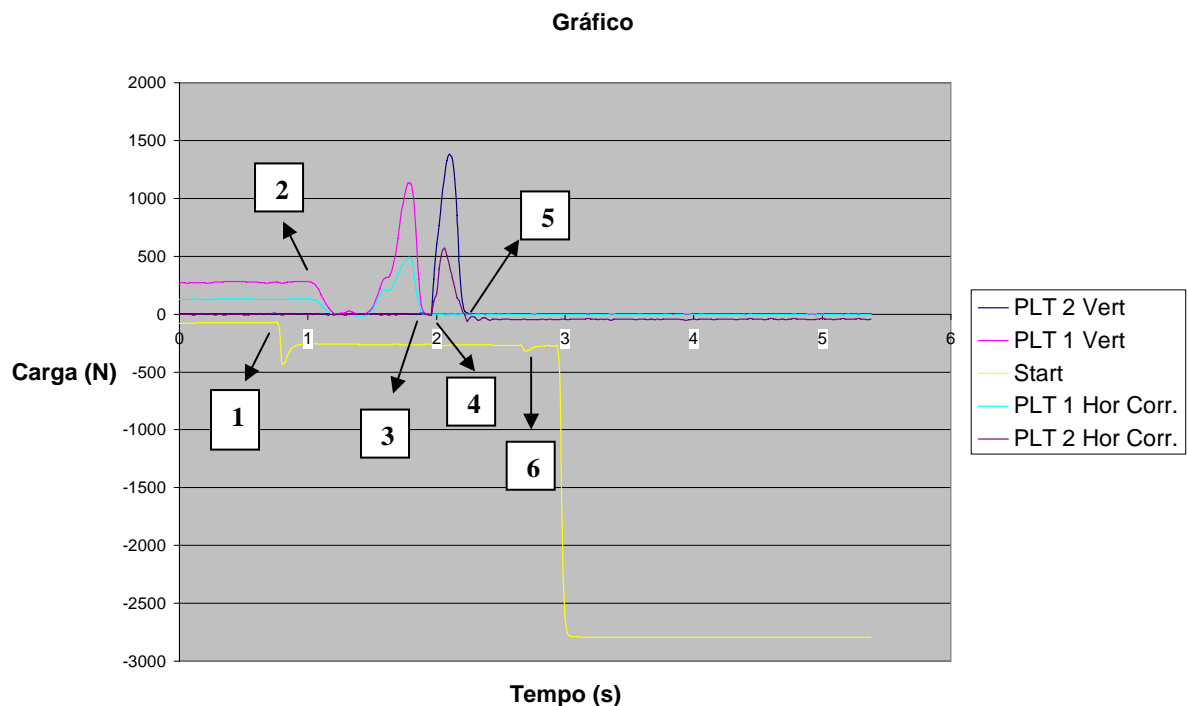


Figura 5.4 – Representação gráfica das fases do ensaio

Para a análise estatística dos resultados obtidos, foi utilizado o teste t de student com as duas amostras em par para média, objetivando verificar se a performance das

amostras que praticavam o futebol eram significativamente superiores às amostras que não praticavam tal atividade.

6 RESULTADOS E DISCUSSÃO

A presente pesquisa analisou os valores médios dos parâmetros temporais e de intensidade, e seus respectivos coeficientes de variação; os mesmos estão apresentados nas Tabelas 6.1 e 6.2, classificadas de forma decrescente para os valores referentes à velocidade média das plataformas 1 e 2.

Tabela 6.1 – Valores médios dos parâmetros temporais e de intensidade analisados para a plataforma 1.

	T R (s)	PLT 1 Hor (N)	PLT 1 Vert (N)	Imp. Res (N.s)	Vel Média (m/s)
Alunos não pertencentes a escola de futebol - G1					
11 ^a amostra	0,29	199,93 ± 105,93	291,67 ± 156,92	148,58	2,73
8 ^a amostra	0,29	334,06 ± 156,96	519,49 ± 292,18	251,35	2,71
2 ^a amostra	0,31	338,99 ± 192,01	581,32 ± 350,25	279,01	2,66
4 ^a amostra	0,29	134,69 ± 85,15	228,48 ± 149,11	119,08	2,66
1 ^a amostra	0,29	247,18 ± 161,71	458,83 ± 374,01	234,82	2,63
9 ^a amostra	0,30	298,20 ± 136,56	458,30 ± 244,66	277,51	2,60
10 ^a amostra	0,25	341,77 ± 203,85	539,96 ± 390,84	277,33	2,55
3 ^a amostra	0,27	306,65 ± 178,02	504,21 ± 300,72	305,38	2,47
6 ^a amostra	0,37	355,06 ± 177,44	601,71 ± 332,58	289,22	2,45
7 ^a amostra	0,24	243,08 ± 102,10	417,97 ± 215,71	207,52	2,29
5 ^a amostra	0,34	285,17 ± 176,33	499,92 ± 301,09	279,11	2,20
Alunos pertencentes a escola de futebol - G2					
18 ^a amostra	0,25	218,95 ± 126,27	419,01 ± 237,11	190,75	2,68
22 ^a amostra	0,31	349,46 ± 177,16	519,12 ± 256,86	237,12	2,60
13 ^a amostra	0,28	270,62 ± 141,28	441,90 ± 246,48	196,34	2,55
19 ^a amostra	0,23	207,60 ± 132,70	430,71 ± 216,86	184,85	2,55
16 ^a amostra	0,37	259,59 ± 164,63	460,43 ± 255,47	215,82	2,46
17 ^a amostra	0,34	205,46 ± 96,99	283,04 ± 152,89	145,88	2,41
14 ^a amostra	0,31	237,85 ± 119,43	372,86 ± 245,16	182,24	2,39
20 ^a amostra	0,27	345,82 ± 207,43	570,06 ± 296,48	313,56	2,30
12 ^a amostra	0,31	296,25 ± 132,96	523,59 ± 273,22	200,86	2,20
21 ^a amostra	0,32	257,14 ± 181,03	396,36 ± 305,86	251,59	2,17
15 ^a amostra	0,52	340,18 ± 218,43	568,00 ± 395,53	274,13	2,04

Tabela 6.2 – Valores médios dos parâmetros temporais e de intensidade analisados para a plataforma 2.

	T R (s)	PLT 2 Hor (N)	PLT 2 Vert (N)	Imp. Res (N.s)	Vel Média (m/s)
Alunos não pertencentes a escola de futebol - G1					
11 ^a amostra	0,29	173,60 ± 116,84	414,33 ± 192,96	130,58	2,73
8 ^a amostra	0,29	313,43 ± 183,88	711,06 ± 416,58	203,50	2,71
2 ^a amostra	0,31	213,78 ± 197,35	619,15 ± 375	183,01	2,66
4 ^a amostra	0,29	218,37 ± 113,74	335,50 ± 190,89	110,46	2,66
1 ^a amostra	0,29	271 ± 182,95	738,64 ± 516,76	216,34	2,63
9 ^a amostra	0,30	247,95 ± 146,47	708,41 ± 372,27	235,57	2,60
10 ^a amostra	0,25	438,40 ± 207,06	867,14 ± 456,47	247,90	2,55
3 ^a amostra	0,27	206,44 ± 161,75	618,22 ± 401,17	204,04	2,47
6 ^a amostra	0,37	203,01 ± 174,63	661,55 ± 415,38	199,51	2,45
7 ^a amostra	0,24	239,28 ± 167,16	487,31 ± 298,12	158,40	2,29
5 ^a amostra	0,34	252,60 ± 185,31	647,05 ± 400,34	220,78	2,20
Alunos pertencentes a escola de futebol - G2					
18 ^a amostra	0,25	131,44 ± 114,06	529,02 ± 376,03	159,12	2,68
22 ^a amostra	0,31	269,92 ± 201,12	586,79 ± 349,23	191,09	2,60
13 ^a amostra	0,28	298,73 ± 199,93	659,17 ± 421,56	195,59	2,55
19 ^a amostra	0,23	193,81 ± 144,03	468,78 ± 341,72	151,53	2,55
16 ^a amostra	0,37	215,60 ± 194,84	636,12 ± 443,63	208,86	2,46
17 ^a amostra	0,34	220,19 ± 168,12	379,20 ± 260,30	121,65	2,41
14 ^a amostra	0,31	226,36 ± 166,29	527,33 ± 339,70	180,95	2,39
20 ^a amostra	0,27	292,62 ± 214,17	757,44 ± 447,06	258,73	2,30
12 ^a amostra	0,31	309,47 ± 168,21	568,29 ± 407,67	158,91	2,20
21 ^a amostra	0,32	233,51 ± 169,49	656,59 ± 337,46	236,62	2,17
15 ^a amostra	0,52	184,98 ± 236,94	965,66 ± 603,16	281,58	2,04

Aplicamos o teste de t de student com as duas amostras em par para média para verificarmos se a performance das amostras que praticavam o futebol eram superiores às amostras que não praticavam tal atividade. O 1º trecho, que demonstraria uma região negativa para o início do movimento, foi descartado para análise dos parâmetros de intensidade, já que foi verificado que alguns indivíduos não respeitaram o tipo de saída proposto, onde não deveriam retirar o pé da plataforma para iniciar o movimento.

Segundo Stevenson (1981), os testes de duas amostras são usados para decidir se as médias de duas populações são iguais. São utilizadas para verificar se dois métodos analíticos são iguais ou não. Para realizar a análise do nível de significância de um determinado estudo é necessário definir as hipóteses nula (H_0) e alternativa (H_1). A hipótese nula pode ser a de que as duas amostras tem médias iguais.

$$H_0 : \mu_1 = \mu_2$$

As hipóteses alternativas podem ser;

$$H_1: \mu_1 \neq \mu_2$$

Ou

$$H_1: \mu_1 > \mu_2$$

Para verificar se as diferenças entre as médias dos dois grupos analisados no presente estudo é significativa, utilizou-se o software livre BioStat.

Em relação aos parâmetros temporais, o primeiro a ser analisado foi o tempo de reação (TR) onde o teste t de student, não demonstrou relevância significativa. Os resultados são apresentados na tabela 6.3.

Tabela 6.3 – Resultados do teste t referentes ao tempo de reação

	Variável 1	Variável 2
Média	0,29454545	0,3190909
Variância	0,00136727	0,0060291
Observações	11	11
Correlação de Pearson	0,34987757	
Hipótese da diferença de média	0	
Gl	10	
Stat t	-1,1091312	
P (T<=t) uni-caudal	0,14666704	
t crítico uni-caudal	1,81246151	
P (T<=t) bi-caudal	0,29333408	
t crítico bi-caudal	2,22813924	

A média dos tempos de reação do G1 foi de $0,29 \pm 0,0013$, as médias dos tempos de reação do G2 foi de $0,31 \pm 0,006$. Ao compararmos os dois resultados, pode-se concluir que para um nível de confiança α de 0,05, as médias não diferem de forma significativa, pois o valor encontrado para o teste t foi de -1,109. Este valor é inferior ao valor crítico previsto, que é da ordem de 2,228, o que comprova a hipótese de que o grupo de atletas não possui uma melhor performance de tempo de reação em relação ao grupo de não atletas.

Seabra et al. (2001) afirmaram através de seus estudos sobre a agilidade, que os futebolistas evidenciaram valores significativamente superiores aos não futebolistas. No entanto, Garganta (1991), relata que na prova de agilidade os futebolistas de elite evidenciaram valores significativamente inferiores relativamente aos de não elite. Pelo contrário, uma pesquisa longitudinal realizada por Beunen et al. (1988) com crianças ativas e inativas dos 13 aos 18 anos não foram encontradas diferenças.

Já com relação aos parâmetros de intensidade, o teste t de student também não demonstrou relevância significativa para nenhum dos três parâmetros em questão. Os resultados para a força de reação horizontal das plataformas 1 e 2 são apresentados nas tabelas 6.4 e 6.5, respectivamente.

Tabela 6.4 – Resultados do teste t referentes a força de reação horizontal PLT 1

	Variável 1	Variável 2
Média	280,4384054	271,7252886
Variância	4688,498804	2961,853685
Observações	11	11
Correlação de Pearson	-0,645451521	
Hipótese da diferença de média	0	
G1	10	
Stat t	0,258878266	
P(T<=t) uni-caudal	0,400489966	
t crítico uni-caudal	1,812461505	
P(T<=t) bi-caudal	0,800979932	
t crítico bi-caudal	2,228139238	

Tabela 6.5 – Resultados do teste t referentes a força de reação horizontal PLT 2

	Variável 1	Variável 2
Média	252,5378381	234,2444488
Variância	5227,048096	2973,703124
Observações	11	11
Correlação de Pearson	-0,068220748	
Hipótese da diferença de média	0	
G1	10	
Stat t	0,649034288	
P(T<=t) uni-caudal	0,265469481	
t crítico uni-caudal	1,812461505	
P(T<=t) bi-caudal	0,530938962	
t crítico bi-caudal	2,228139238	

As médias das forças de reação horizontal do G1 para a plataforma 1 foram de $280,43 \pm 68,47$, as médias das forças de reação horizontal do G2 para a plataforma 1 foram de $271,72 \pm 54,42$. As médias das forças de reação horizontal do G1 para a plataforma 2 foram de $252,53 \pm 72,29$, as médias das forças de reação horizontal do G2 para a plataforma 2 foram de $234,24 \pm 54,53$. Ao compararmos os dois resultados, podemos apontar, a um nível de confiança α de 0,05, que as médias não diferem de forma significativa, pois o valor encontrado para o teste t para a plataforma 1 foi de 0,2588 e para a plataforma 2 foi de 0,6490. Estes valores são inferiores ao valor crítico previsto, que é da ordem de 2,228, o que comprova a hipótese de que o grupo de atletas não possuem uma melhor performance de força de reação horizontal para as plataformas 1 e 2 em relação ao grupo de não atletas.

Os resultados para a força de reação vertical das plataformas 1 e 2 são apresentados nas tabelas 6.6 e 6.7, respectivamente.

Tabela 6.6 – Resultados do teste t referentes a força de reação vertical PLT 1

	Variável 1	Variável 2
Média	463,8093855	453,1941496
Variância	13182,91892	7662,85952
Observações	11	11
Correlação de Pearson	-0,707882617	
Hipótese da diferença de média	0	
Gl	10	
Stat t	0,187985719	
P(T<=t) uni-caudal	0,427323836	
t crítico uni-caudal	1,812461505	
P(T<=t) bi-caudal	0,854647671	
t crítico bi-caudal	2,228139238	

Tabela 6.7 – Resultados do teste t referentes a força de reação vertical PLT 2

	Variável 1	Variável 2
Média	618,9472948	612,2233852
Variância	23456,00002	24233,38028
Observações	11	11
Correlação de Pearson	-0,367750948	
Hipótese da diferença de média	0	
Gl	10	
Stat t	0,087319574	
P(T<=t) uni-caudal	0,466070646	
t crítico uni-caudal	1,812461505	
P(T<=t) bi-caudal	0,932141292	
t crítico bi-caudal	2,228139238	

As médias das forças de reação vertical do G1 para a plataforma 1 foram de $463,81 \pm 114,81$, as médias das forças de reação vertical do G2 foram de $453,19 \pm 87,53$. As médias das forças de reação vertical do G1 para a plataforma 2 foram de

618,94 ± 153,15, as médias das forças de reação vertical do G2 para a plataforma 2 foram de 612,22 ± 155,67. Ao compararmos os dois resultados pode-se concluir, a um nível de confiança α de 0,05, que as médias não diferem de forma significativa, pois o valor encontrado para o teste t para a plataforma 1 foi de 0,1879 e para a plataforma 2 foi de 0,087. Estes valores são inferiores ao valor crítico previsto, que é da ordem de 2,228, o que comprova a hipótese de que o grupo de atletas não possuem uma melhor performance de força de reação vertical para as plataformas 1 e 2 em relação ao grupo de não atletas.

Os resultados relacionados às médias de impulso resultante das plataformas 1 e 2 são apresentados nas tabelas 6.8 e 6.9, respectivamente.

Tabela 6.8 – Resultados do teste t referentes ao Impulso Resultante para a PLT 1

	Variável 1	Variável 2
Média	242,6276352	217,5576147
Variância	3666,354031	2286,226662
Observações	11	11
Correlação de Pearson	-0,342097671	
Hipótese da diferença de média	0	
Gl	10	
Stat t	0,933511872	
P(T<=t) uni-caudal	0,186273761	
t crítico uni-caudal	1,812461505	
P(T<=t) bi-caudal	0,372547522	
t crítico bi-caudal	2,228139238	

Tabela 6.9 – Resultados do teste t referentes ao Impulso Resultante para a PLT 2

	Variável 1	Variável 2
Média	191,8267996	194,9662871
Variância	1840,895731	2355,565782
Observações	11	11
Correlação de Pearson	-0,106398251	
Hipótese da diferença de média	0	
Gl	10	
Stat t	-0,152867594	
P(T<=t) uni-caudal	0,440771616	

t crítico uni-caudal	1,812461505
P(T<=t) bi-caudal	0,881543231
t crítico bi-caudal	2,228139238

A média dos Impulsos resultantes do G1 para a plataforma 1 foi de $242,62 \pm 60,55$, a média dos Impulsos resultantes do G2 para a plataforma 1 foi de $217,55 \pm 47,81$. A média dos Impulsos resultantes do G1 para a plataforma 2 foi de $191,82 \pm 42,90$ e a médias dos Impulsos resultantes do G2 para a plataforma 2 foi de $194,96 \pm 48,53$. Ao compararmos os dois resultados, pode-se concluir, a um nível de confiança α de 0,05, que as médias não diferem de forma significativa, pois o valor encontrado para o teste t da plataforma 1 foi de 0,933 e para a plataforma 2 de -0,152. Este valor é inferior ao valor crítico previsto, que é da ordem de 2,228, o que comprova a hipótese de que o grupo de atletas não possui uma melhor performance de Impulso resultante em relação ao grupo de não atletas.

Seabra et al. (2001), demonstraram que os resultados encontrados para as componentes verticais e horizontais evidenciam valores superiores nos futebolistas em todas as situações analisadas. Porém, nas pesquisas feitas por Verschuur (1987), através de um estudo longitudinal que realizou com crianças ativas e inativas dos 13 aos 16 anos, não foram encontrados diferentes resultados.

Com o auxílio do software livre BioStat realizou-se uma análise descritiva dos valores das velocidades médias dos dois grupos. Os resultados são apresentados na tabela 6.10.

Tabela 6.10 – Resultados do teste t referentes a velocidade média

	Variável 1	Variável 2
Média	2,54090909	2,3954545
Variância	0,02966909	0,0399473
Observações	11	11
Correlação de Pearson	0,9703086	
Hipótese da diferença de média	0	
G1	10	
Stat t	9,10502907	
P(T<=t) uni-caudal	1,8638E-06	
t crítico uni-caudal	1,81246151	
P(T<=t) bi-caudal	3,7277E-06	

t crítico bi-caudal	2,22813924
---------------------	------------

A média das velocidades médias do G1 foi de $2,540 \pm 0,029$, a média das velocidades médias do G2 foi de $2,395 \pm 0,039$. Ao compararmos os dois resultados, podemos concluir, a um nível de confiança α de 0,05, que as médias diferem de forma significativa, pois o valor encontrado para o teste t foi de 9,105. Este valor é superior ao valor crítico previsto, que é da ordem de 2,228, o que comprova a hipótese de que o grupo de atletas possui uma melhor performance de velocidade média em relação ao grupo de não atletas.

Este resultado vem de encontro aos estudos realizados por Sobral (1988) e Garganta (1991), que encontraram valores semelhantes em adolescentes praticantes e não praticantes de futebol.

A evolução do futebol, enquanto jogo desportivo coletivo, tem sido alvo de estudos com relação a duas realidades interdependentes: o jogo e o jogador (Garganta, 1991).

No que se refere ao jovem praticante de futebol vale salientar que as pesquisas são escassas. Tal ocorrência é um paradoxo, visto que o atleta se encontra em fase de formação que visa o alto rendimento desportivo. É fato que, a partir das análises e comparações entre praticantes e não praticantes de futebol, diferenças significativas ao nível dos aspectos somáticos, da aptidão física geral específica e das respectivas habilidades são constatadas.

Garganta (1991), fez um estudo comparativo entre jovens futebolistas e não futebolistas, do sexo masculino e na faixa etária dos 12 aos 16 anos de idade, que revelou que os valores médios para a corrida de 50 m evidenciaram uma superioridade estatisticamente significativa dos futebolistas relativamente aos não futebolistas.

Sobral (1988), refere que do ponto de vista evolutivo, se verifica um aumento acentuado da velocidade de deslocamento, avaliada através de provas de corrida curta (20 a 50 metros), dos 5 aos 16 anos de idade. Marques et al. salientam este aspecto ao mencionar que nos jovens pubertários, há uma maior percentagem de massa muscular e um desenvolvimento superior da capacidade anaeróbica, o que determina os resultados desta componente.

O fato dos parâmetros não apresentarem significância relevante no teste t de student deve-se, provavelmente, a alguns fatores. Um deles seria a não aplicação de um questionário específico para se detectar os níveis de atividade física dos adolescentes em questão, já que apesar de não praticarem futebol, possivelmente são crianças ativas. Um outro fator que deve ser levado em consideração é o número da amostra, que é relativamente pequeno com relação aos estudos desenvolvidos nesta área.

7 CONCLUSÃO

O trabalho proposto partiu de um tema ainda pouco explorado, o que exigiu dos profissionais envolvidos pesquisas aprofundadas apesar das limitações metodológicas. O objetivo deste estudo foi desenvolver um sistema para a análise da força de reação do solo nas direções vertical e horizontal, impulso resultante, tempo de reação e velocidade média, durante a saída de velocidade na corrida em crianças praticantes e não praticantes de futebol.

Os resultados obtidos no presente estudo permitem retirar as seguintes conclusões:

- As plataformas desenvolvidas foram eficazes para a coleta de dados do estudo em questão;
- A velocidade média foi um parâmetro que apresentou significância estatística, como demonstrados nos estudos anteriores.
- Os parâmetros de tempo de reação, força de reação horizontal e vertical e impulso não apresentaram significância estatística, possivelmente pelos fatores apresentados na discussão, que são a falta da aplicação de um questionário padrão para verificar o tipo de atividade física desenvolvido pelas crianças não praticantes de futebol e o número relativamente pequeno da amostra em questão.

A contribuição maior desta pesquisa reside no que diz respeito ao que se relaciona ao monitoramento de atletas. Novas pesquisas, com um número de amostras maior, deverão ser realizadas para um posterior aperfeiçoamento dos resultados apresentados por esta pesquisa.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AOKI, M.S. **Fisiologia, treinamento e nutrição aplicados ao futebol**. Jundiaí (SP): Fontoura, 2002.

BEER F.P.; JOHNSTON, E.R. **Resistência dos Materiais**. 3. ed. Brasil: Makron Books, 1996.

BEUNEN, G., MALINA, R. Growth and Physical Performance relative to the timing of the adolescent spurt. **Exercise sport science review**. v.16, p.503-540, 1988.

CARVALHO, A. Capacidades motoras III: A Velocidade. **Revista Treino Desportivo**. n. 7, p. 43, 1988.

COHEN, H. **Neurociências para fisioterapeutas**. 2. ed. São Paulo: Manole, 2001.

CUNNINGHAM, D.M.; BROWN, G. W. Two Devices for Measuring the Forces Acting on the Human Body during Walking. **Procedures of Society Experimental Stress Analysis**, v. 9, p. 75-90, 1952.

DOEBELIN, E.O. **Measurement Systems**. Ed. McGraw-Hill Kogakusha, 1975.

EMICO, Okuno; FRATIN, Luciano. **Desvendando a Física do Corpo Humano: Biomecânica**. São Paulo: Manole, 2003.

ENOKA, Roger M. **Bases Neuromecânicas da Cinesiologia**. 12. ed. São Paulo: Manole, 2000.

FERNANDES, José Luís. **Atletismo: corridas**. 3. ed. São Paulo: Pedagógica e Universitária, 2003.

GARGANTA, J. **Estudo Descritivo e Comparativo da Força Veloz e Força Explosiva em Jovens Praticantes de Futebol no Intervalo Etário 14-17 anos**. Dissertação apresentada às provas de aptidão pedagógica e de capacidade científica. Faculdade de Ciências do Desporto e de Educação Física – Universidade do Porto, 1991.

GOLA, M.M. Mechanical Design, Constructional Details and Calibration of a New Force Plate. **Journal of Biomechanics**, v. 13, p. 113-28, 1980.

HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; WALKER, J. **Fundamentos de Física: Mecânica**, v.1 7. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2006.

HALL, Susan. **Biomecânica Básica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**. 1. ed. São Paulo: Manole, 1999.

HAY, James G. **Biomecânica das Técnicas Desportivas**. 1. ed. Rio de Janeiro: Interamericana, 1985.

HAY, James G.; REID, J. Gavin. **As Bases Anatômicas e Mecânicas do Movimento Humano**. Rio de Janeiro: Prentice/Hall do Brasil, 1985.

HULL, M.L.; BREWER. R.; HAWKINS, D. A New Force Plate Design Incorporating Octogonal strain Rings. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 11, p. 311-21, 1995.

INTERNATIONAL SEMINAR IN BIOMECHANICS, 1.,1967, Zurique. **The Use of Force Platforms for the Study of Physical Activity**. Zurique: PAYNE, A.H., 1967. p. 83-86.

KURAMOTO, C.T. **Desenvolvimento de um Sistema Bidimensional de Monitorização da Saída de Nadadores**. 2005. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Programa de Pós Graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Estadual Paulista.

LIPPERT, L. S. **Cinesiologia Clínica para Fisioterapeutas**. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.

LYWOOD, D.W.; ADAMS, D.J.; VAN EYKEN, A.; MACPHERSON, J.M. Small, triaxial force plate. **Medical e Biological Engineering e Computing**, v. 25, p. 698-701, 1987.

MAGILL, R. A. **Aprendizagem Motora: Conceitos e Aplicações**. 5. ed. São Paulo: Edgar Blücher, 2000.

MARQUES, A., GOMES P., OLIVEIRA J., COSTA A., GRAÇA, A. MAIA, J. **Aptidão Física**. In Sobral F. Marque A. (eds). FACDEX Desenvolvimento somato-motor e factores de excelência desportiva na população portuguesa. Vol. 2. Relatório parcelar área do Grande Porto. Lisboa: Ministério da Educação – Gabinete coordenador do Desporto Escolar, p.21 – 43, 1992.

MARTINS, M.A. **Análise Dinâmica do Aparelho Locomotor Humano Durante a Marcha por Meio de Um Sistema de Avaliação de Baixo Custo**. Tese DSc., Faculdade de Engenharia-UNESP, 2002.

MCARDLE, William D.; KATCH, Frank I.; KATCH, Victor L. **Nutrição para o Desporto e o Exercício**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001.

MCGINNIS, Peter M. **Biomecânica do Esporte e Exercício**. PortoAlegre: Artmed, 2002.

NIGG, B.M.; HERZOG, W. **Biomechanics of the Musculoskeletal System**. In: NIGG, B.M. & COLE, G.K. **Measuring Techniques**. Etobicocke: John Wiley & Sons, 1998. 273 p.

NORDIN, Margareta; FRANKEL, Victor H. **Biomecânica Básica do Sistema Musculoesquelético**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.

ÖZKAYA N.; NORDIN M. **Fundamentals of Biomechanics: Equilibrium, Motion and Deformation**. 2nd ed. USA: Springer Verlag, 1999.

RAMEY, M.R. Force Plate Designs and Applications. **Exercise and Sports Science Reviews**, v. 3, p. 303-19, 1975.

ROESLER, C.R.M.; IGNÁCIO, ITURRIOZ, I. Identificação do Conteúdo de Frequências Presente na Força de Reação do Solo Medida com Plataforma de Forças. **Revista Brasileira de Biomecânica**, Brasil, v.3, n.4, p.51-56, maio 2002.

ROESLER, H. **Desenvolvimento teórico e análise numérica de uma plataforma de forças extensométrica com aplicação específica na impulsão para o salto em distância**. 2001. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Programa de Pós Graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 1997.

SEABRA, A.; MAIA, J.A.; GARGANTA R. **Crescimento, maturação, aptidão física, força explosiva e habilidades motoras específicas. Estudo em jovens futebolistas e não futebolistas do sexo masculino dos 12 aos 16 anos de idade.** Revista Portuguesa de Ciências do Desporto. 2001; 1:22-35.

SHILS, M. E. **Tratado de Nutrição Moderna na Saúde e na Doença.** 9. ed. São Paulo: Manole, 2003.

SOBRAL, F. **O adolescente atleta.** Lisboa: Livros Horizontes, 1988.

STEVENSON, WILLIAM J. **Estatística Aplicada a Administração.** São Paulo: Harper e Row do Brasil, 1981.

VERSCHUUR, R. **Daily physical activity: Longitudinal Changes During the Teenage period.** Haarlem, Holland: Uitgeverij de Vrieseborch, 1987.

WHITING, William C.; ZERNICKE, Ronald F. **Biomecânica da lesão músculoesquelética.** 1. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001.

WINTER, D.A. **The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological.** 2nd ed. Waterloo, Ont.: University of Waterloo Press, 1991.

ZAHKAROV, A. **Ciência do Treinamento Desportivo.** Rio de Janeiro: Grupo Palestra Sport, 1992.

ZATSIORSKY, V. M. **Biomecânica no Esporte: Performance de Desempenho e Prevenção de Lesão.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004.

ANEXO 1

Autorização de Livre Consentimento e Esclarecido

Eu, _____, RG:
 _____, nascido em ____/____/____, e domiciliado à:
 _____,
 Município: _____, Telefone: (____) _____.

Declaro estar ciente e ter compreendido a proposta de pesquisa abaixo descrita, consentindo desta forma em participar como voluntário do projeto **“Análise das Alterações Biomecânicas Durante a Saída de Velocidade Através de um Sistema de Plataformas de Forças em Crianças Praticantes e não Praticantes de Futebol de Campo”** cujo objetivo é investigar o comportamento da força de reação do solo durante a saída em atletas infantis de futebol saudáveis, em condições funcionais dinâmicas de trabalho muscular, sob a responsabilidade do pesquisador Sandro da Silva Gomes, aluno do curso de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da FEG – UNESP, orientado pelo professor Araildo Lima da Silva. O estudo: A) terá seu início previsto para julho e término em agosto de 2007 B) será realizado a partir da avaliação do impulso durante a saída, dos alunos da escola de futebol Tricolor do Vale e Escola Estadual Joaquim Vilela C) que não serei submetido a riscos desnecessários e nem haverá riscos a minha saúde, D) que estou livre, para a qualquer momento, deixar de participar da pesquisa e que não preciso apresentar justificativa para tal, E) que todas as informações por mim fornecidas e os resultados oriundos desta pesquisa serão mantidos em sigilo, e que estes só serão utilizados para fins de divulgação científica sem a minha identificação, F) que serei informado de todos os resultados obtidos, independentemente de mudar meu consentimento em participar da pesquisa, G) que não terei quaisquer ônus, direitos ou benefícios financeiros sobre os eventuais resultados decorrentes da pesquisa, sendo assim concordo espontaneamente em participar da pesquisa e autorizo a divulgação dos resultados para fins científicos, conforme resolução número 196 de 10/10/1996 do Ministério da Saúde.

_____, _____ de _____ de _____

 Voluntário.

 Responsável pelo Voluntário.

 Araildo Lima da Silva.

 Sandro da Silva Gomes.

Obs: este termo apresenta duas vias, uma destinada ao usuário ou seu representante legal e a outra ao pesquisador.

ANEXO 2



PRPPG-Pró-reitoria de Pesquisa e Pós-graduação
Comitê de ética em Pesquisa
Rua Visconde do Rio Branco, 210 Centro Taubaté-SP 12020-040
Tel.: (12) 3625.4143 – 3635.1233 Fax: (12) 3632.2947
cepunitau@unitau.br

DECLARAÇÃO Nº 716/06

Protocolo CEP/UNITAU nº 375/06 (Esse número de registro deverá ser citado pelo pesquisador nas correspondências referentes a este projeto)

Projeto de Pesquisa: *Análise da força de reação do solo durante a marcha em atletas infantis de futebol e crianças não praticantes de atividade física regular*

Pesquisador(a) Responsável: Sandro da Silva Gomes

O Comitê de Ética em Pesquisa, em reunião de **10/11/2006**, e no uso das competências definidas na Resolução CNS/MS 196/96, considerou o Projeto acima **aprovado**, após atendimento às pendências.

Taubaté, 17 de novembro de 2006

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Robison Baroni', written over a horizontal line.

Prof. Robison Baroni

Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Taubaté