

**MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO**  
**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA**

**ANÁLISE DINAMOMÉTRICA TRIDIMENSIONAL**  
**DA PEDALADA DE CICLISTAS**

**Por**

**Eduardo Nabinger**

**Tese para obtenção do Título de**  
**Doutor em Engenharia**

**Porto Alegre, Abril de 2006.**

**ANÁLISE DINAMOMÉTRICA TRIDIMENSIONAL  
DA PEDALADA DE CICLISTAS**

**por**

**Eduardo Nabinger**

**Mestre em Engenharia**

Tese submetida ao Corpo Docente do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, PROMEC, da Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos necessários para a obtenção do Título de

**Doutor em Engenharia**

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos - Biomecânica

Orientador: Prof. Dr. Ignácio Iturrioz

Comissão de Avaliação:

Prof. Dr. Alberto Tamagna

Prof. Dr. Aluísio Otávio Vargas Ávila

Prof. Dr. Armando Albertazzi Gonçalves Jr.

Prof. Dr. Herbert Martins Gomes

Prof. Dr. Flávio José Lorini

Coordenador do PROMEC

**Porto Alegre, 18 de abril de 2006.**

Dedico este trabalho a minha esposa Milene,

ao nosso filho Bernardo e

aos meus pais Délio e Gisela.



Este trabalho é uma homenagem a,  
Antônio Carlos Stringhini Guimarães  
*in memoriam*

## RESUMO

A busca por um melhor desempenho é uma motivação constante do ser humano. O desenvolvimento de estudos interdisciplinares em esportes permite a compreensão e o aperfeiçoamento deste desempenho. O ciclismo é um esporte altamente técnico e competitivo e a biomecânica do movimento humano apresenta técnicas que permitem descrever e avaliar a pedalada dos ciclistas. A técnica da pedalada é uma característica individual de cada ciclista e define a forma com que a força é aplicada sobre o pedal, depende da coordenação muscular, comprimento dos segmentos, alinhamento articular do ciclista, regulagens da bicicleta, cadência e carga utilizada. A dinamometria através da instrumentação do pedal tridimensional permite uma avaliação da efetividade da pedalada, uma relação entre a força aplicada e a força transmitida para o movimento. Com esta finalidade foi desenvolvida uma plataforma de força adaptada no pedal utilizando extensômetros (*strain gauges*) baseada em vigas em flexão que medem seis componentes de carga, três forças (normal, tangencial e lateral) e seus respectivos momentos. O posicionamento dos segmentos ao longo da pedalada é influenciada pelo alinhamento articular do ciclista. A utilização de acessórios permite modificar estes parâmetros com a finalidade de evitar lesões corrigindo o alinhamento do movimento. A influência destes acessórios na performance do ciclista e a redução da componente do momento  $M_y$  normal ao plano do pedal são os objetivos deste trabalho. Para analisar a influência destes acessórios foram realizadas medições em três ciclistas utilizando a célula de carga desenvolvida, utilizou-se um estudo de caso devido a diferentes aspectos antropométricos entre os ciclistas e a técnica da pedalada de cada ciclista que é uma característica individual. Em cada experimento o ciclista foi submetido a oito ensaios utilizando quatro acessórios diferentes (palmilha neutra, palmilha pronadora, palmilha supinadora e anel afastador) que modificavam a inclinação do pé. Cada ensaio foi comparado diretamente com um ensaio de referência onde verificou-se a efetividade na utilização dos acessórios e a alteração do momento  $M_y$  para cada ciclista.

## ABSTRACT

Looking for a better performance is the continuous motivation for the human. The development of interdisciplinary studies in sports allows the compression and improvement of this performance. Cycling is very technical and competitive sport and biomechanics of the human movement show techniques that allow describing and estimate pedaling of cyclist. The technique of pedaling is a lonely characteristic of each cyclist and define the way that force is applied in the pedal, depends on muscular coordination, segments length, cyclist articular alignment, bicycle regulation, cadency and load utilized. Through dynamometry the pedal tridimensional instrumentation allow an evaluation of the efetivity of the pedaling, a connection between applied force and transmitted force to the movement. With this purpose it was developed adapted force platform in the pedaling using strain gauges based in bean in flexion which the measurement of six load components, three forces (normal, tangential and lateral) and their respective moments. The segments orientation during the pedaling is influenced by cyclist articular alignment. Using accessories allow modifying these parameters with the finality of give up injuries correcting the alignment of the movement. The influence of these accessories in the performance of the cyclist and the reduction of normal  $M_y$  moment component are main objective of this thesis. In order to evaluated the accessories influence it was did measurement in three cyclists using a load cell developed. It was used a study for each case, because of the antropometrical aspects difference between the ciclysts and pedaling technique of each one. In all the experiments the ciclyst was submitted to a eight tests using four differents acessories (neutral insoles, pronated insoles, supinated insoles, special ring) that modified the foot inclination. Each test was compared directly with the reference test, where it was verified the efetivity in the using of acessories and moment  $M_y$  alteration for each cyclist.

# ÍNDICE

<b>Capítulo</b>	<b>Pág.</b>
<b>CAPÍTULO 1 INTRODUÇÃO</b>	<b>1</b>
1.1 Introdução .....	1
1.2 Objetivo.....	4
1.2.1 Objetivo Geral.....	4
1.2.2 Objetivos específicos .....	4
1.2.3 Hipótese .....	5
1.3 Motivação Deste Trabalho .....	5
1.4 Estrutura Deste Trabalho.....	6
<b>CAPÍTULO 2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS</b>	<b>7</b>
2.1 Biomecânica e a Análise do Movimento Humano.....	7
2.1.1 Avaliação do Movimento.....	8
2.1.2 Eficiência e Desempenho do Movimento Humano .....	8
2.2 Métodos de Medição em Biomecânica .....	9
2.3 Biomecânica no Ciclismo .....	10
2.3.1 Bicicleta e suas Regulagens.....	10
2.3.2 Descrição da Pedalada .....	11
2.3.3 Movimentos Articulares .....	11
2.3.4 Atividade muscular .....	14
2.3.5 Dinamometria no Ciclismo.....	15
2.3.6 Fases da Pedalada .....	16
2.4 Variáveis Envolvidas no Ciclismo .....	17
2.5 Plataformas de força.....	23
2.6 Extensometria.....	26
<b>CAPÍTULO 3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b>	<b>29</b>
3.1 Biomecânica do Movimento Humano .....	29
3.2 Biomecânica no ciclismo .....	31
3.2.2 Movimentos Complexos .....	35
3.2.3 Trabalhos Envolvendo Pedais Tridimensionais.....	37
3.2.4 Pedais Tridimensionais .....	39
3.2.5 Outras aplicações de plataformas .....	41
3.2.5.1 Históricos De Plataforma .....	41
3.2.6 Plataformas Tridimensionais .....	42
3.2.6.2 Projetos de plataformas .....	43

<b>CAPÍTULO 4 PROJETO, CONFECÇÃO E CALIBRAÇÃO DA PLATAFORMA TRIDIMENSIONAL ADAPTADA NO PEDAL DE BICICLETA</b>	<b>44</b>
4.1 Requisitos Básicos do Projeto .....	44
4.2 Plataforma Base .....	45
4.2.2 Descrição de funcionamento da plataforma base .....	46
4.2.3 Comportamentos da plataforma submetida a carregamentos .....	47
4.2.3.1 Comportamento da Plataforma Submetida a um Carregamento $F_x$ .....	47
4.2.3.2 Comportamento Da Plataforma Submetida a um Carregamento $F_y$ .....	49
4.2.3.3 Comportamento da plataforma submetida a um carregamento $F_z$ .....	50
4.2.3.4 Comportamento da plataforma submetida a um momento $M_x$ .....	52
4.2.3.5 Comportamento da plataforma submetida a um momento $M_y$ .....	53
4.2.3.6 Comportamento da plataforma submetida a um momento $M_z$ .....	55
4.2.4 Simulação numérica da plataforma base .....	56
4.2.5 Resultados da matriz de calibração e acoplamento da plataforma base .....	58
4.3 Dimensionamento final da plataforma .....	60
4.3.2 Análise de Sensibilidade .....	65
4.3.3 Projeto final da Plataforma .....	69
4.3.4 Fabricação da plataforma .....	69
4.4 Calibração da plataforma .....	71
4.4.1 Determinação das características dinâmicas da plataforma de força.....	71
4.4.2 Calibração estática da plataforma .....	73
4.4.3 Procedimento experimental para a calibração da plataforma de força .....	74
4.4.4 Resultados Das Calibrações Estáticas das forças e Momentos.....	76
4.4.5 Resultados Dos Acoplamentos Das Calibrações Estáticas das forças e Momentos ...	78
4.4.6 Matriz de acoplamento.....	81
4.4.7 Comportamento Dinâmico da plataforma na Componente $F_y$ .....	82
4.4.8 Fontes de Incerteza do Sistema de Medição de Força .....	83
<b>CAPÍTULO 5 EFETIVIDADE DA PEDALADA DE CICLISTAS</b>	<b>84</b>
5.1 Introdução .....	84
5.1.2 Hipóteses Detalhadas .....	86
5.2 Metodologia .....	87
5.2.1 Caracterização da Pesquisa .....	87
5.2.2 População e Amostra .....	87
5.3 Procedimento Experimental .....	87
5.3.2 Variáveis do Trabalho.....	89
5.3.3 Equipamentos Utilizados .....	92
5.3.4 Coleta de Dados .....	95
5.4 Processamento dos dados e resultados .....	95
5.4.1 Processamento dos Arquivos de Cinemetria .....	95

5.4.2	Processamento dos arquivos de dados de Força e Ângulo .....	97
5.4.3	Normalização .....	101
5.4.4	Forma de Analisar os Resultados.....	103
5.5	Apresentação e Discussão dos Resultados.....	104
5.5.1	Índice de Efetividade .....	105
5.5.2	Momento $M_y$ .....	106
5.5.3	Técnica da Pedalada.....	107
5.5.4	Cadência.....	107
5.5.5	Potência Transmitida Pelo Pedal Esquerdo .....	108
5.5.6	Força efetiva .....	108
5.5.7	Inclinação da Tíbia.....	110
<b>CAPÍTULO 6 CONCLUSÕES</b>		<b>112</b>
	Sugestões de Continuidade .....	114
<b>CAPÍTULO 7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>		<b>115</b>
<b>ANEXOS I</b>		<b>119</b>

## LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolo	Descrição	Unidade
L	altura do selim	[ m ]
G	altura do guidom	[ m ]
R	recuo do selim	[ m ]
D	distância do guidom	[ m ]
CP	comprimento do pé-de-vela	[ m ]
$\theta$	ângulo do pé-de-vela	[ graus ]
$\beta$	ângulo do pedal	[ graus ]
$\alpha$	ângulo relativo	[ graus ]
(X,Y,Z)	sistema de coordenadas global	
(x,y,z)	sistema de coordenadas local	
$F_n$	<i>força normal</i>	[ N ]
$F_t$	<i>força tangencial</i>	[ N ]
$F_l$	<i>força lateral</i>	[ N ]
$F_y$	<i>força vertical</i>	[ N ]
$F_x$	<i>força horizontal</i>	[ N ]
$F_z$	<i>força lateral</i>	[ N ]
$M_y$	<i>momento vertical</i>	[ N .m ]
$M_x$	<i>momento horizontal</i>	[ N .m ]
$M_z$	<i>momento lateral</i>	[ N .m ]
Fe	força efetiva	[ N ]
Fi	força inefetiva	[ N ]
$\vec{F}$	vetor força	[ N ]
$ F_x $	módulo da força resultante	[ N ]
Ic	orientação do pé-de-vela	
T	torque	[ N.m ]
$F_{efetiva}$	força efetiva	[ N ]
L	comprimento do pé-de-vela	[ m ]

$IE$	índice de efetividade	[adimensional]
$TP(t)$	taxa de performance	
$F_m(t)$	força média	[ N ]
$F_{média}$	força média	[ N ]
$F_{máx}$	força máxima	[ N ]
$P$	potência aplicada no cicloergômetro	[ W ]
$F_1$	carga aplicada no volante	[ N ]
$F_2$	carga transmitida a bicicleta	[ N ]
$r$	raio do volante	[ m ]
$\omega$	velocidade angular do volante	[ rpm ]
$I$	impulso	[ N.s ]
$F$	força	[ N ]
$t$	tempo	[ s ]
$F_{efetiva}$	força efetiva	[ N ]
$cadência$		[ rpm ]
PMS	ponto morto superior	
PMI	ponto morto inferior	
K	fator gauge	adimensional

## ÍNDICE DE FIGURAS

<b>Fig.</b>	<b>TÍTULO</b>	<b>Pág.</b>
<b>Figura 2.1</b>	Principais regulagens na bicicleta: comprimento do selim (L), altura do guidom (G), Recuo do Selim (R), distância do guidom (D), altura do selim (H), e comprimento do pé-de-vela (CP).....	10
<b>Figura 2.2</b>	A) Planos de referência anatômicos; e B) movimentos articulares característicos. (Fonte: Burke, 1996). .....	12
<b>Figura 2.3</b>	Segmentos corporais (coxa, perna e pé) e seus respectivos ângulos articulares (quadril, joelho e tornozelo). .....	12
<b>Figura 2.4</b>	A imagem descreve a trajetória de quatro pontos de referência, (A-quadril, B-epicôndilo lateral, C-maléolo lateral e D-eixo do pedal) durante alguns ciclos de pedalada. ....	13
<b>Figura 2.5</b>	Gráficos dos ângulos envolvidos do joelho, tornozelo e quadril e os movimentos de flexão e extensão definidos valores máximos e mínimos. ....	13
<b>Figura 2.6</b>	Descrição da pedalada do ciclista no plano frontal através da trajetória da protuberância da tíbia. (fonte: Francis, 1986). ....	14
<b>Figura 2.7</b>	Oito músculos envolvidos e sua representação por um gráfico polar representando as regiões de ativação muscular, (Fonte: Jorge, 1986).....	14
<b>Figura 2.8</b>	Desenho esquemático dos eixos coordenados.(fonte: Stone 1993).....	15
<b>Figura 2.9</b>	Descreve a fase de ciclo completo (A), propulsão e recuperação (B), os quadrantes I, II, III e IV (C) e setores PMS, potência PMI, recuperação (D). ....	16
<b>Figura 2.10</b>	Fase produtiva (I) e contraprodutiva (II) .....	17
<b>Figura 2.11</b>	A) Ângulo do pé-de-vela e B) Ângulo relativo entre o pedal e o pé-de-vela. E c) ângulo do pedal. Onde $\omega$ é o sentido da rotação. ....	18
<b>Figura 2.12</b>	A) ângulo do pé-de-vela e relativo b) ângulo do Pedal .....	19
<b>Figura 2.13</b>	Força resultante aplicada sobre o pedal, B) Decomposição da força resultante em suas componentes normal e tangencial no sistema de referência do pedal. C) Decomposição em relação ao pé-de-vela gerando as componentes de força efetiva e	

força inefetiva. D) Força aplicada decomposta em <i>força vertical (FY)</i> e <i>força horizontal (FX)</i> . .....	20
<b>Figura 2.14</b> A) Gráfico representando as três componentes de força cartesianas ( $F_x$ , $F_y$ e $F_z$ )(fonte: Boyd,1996); e B) gráfico representando a <i>força efetiva</i> e <i>força resultante</i> (fonte: Paterson & Moreno, 1990) .....	20
<b>Figura 2.15</b> Desenho esquemático das componentes de força do cicloergômetro de fricção....	23
<b>Figura 2.16</b> Momentos $M_x$ , $M_y$ e $M_z$ . (adaptado de Boyd, 1996) .....	23
<b>Figura 2.17</b> Circuito tipo Ponte de Wheatstone, onde 1,2,3 e 4 são sensores tipo <i>strain-gauges</i> , e $V_T$ , a tensão de saída e a tensão de excitação.....	27
<b>Figura 3.1</b> Comportamento das forças efetivas e resultantes com uma carga de 200W utilizando uma cadência de 50 e 80 rpm. (adaptado de Patterson & Moreno, 1990). .....	32
<b>Figura 3.2</b> Comportamento das forças efetivas e resultantes com uma cadência de 80 rpm utilizando uma carga de 100 W e 200 W. (adaptado de Patterson & Moreno, 1990).....	32
<b>Figura 3.3</b> Potência desenvolvida por ciclistas em prova de 1000m e 5000m, (fonte: SRM. Training 6.00i).....	33
<b>Figura 3.4</b> a) Desenho esquemático da disposição das quatro células (A, B, C e D) octogonais no pedal (vista superior) b)Disposição dos strain gauges em uma célula octogonal, 1981.c) Esquema da montagem das pontes da célula octogonal, onde $V_T$ =Tensão de saída da ponte Tangencial e $V_N$ =Tensão de saída da ponte Normal, segundo Hull, 1981. ....	38
<b>Figura 3.5</b> Desenho esquemático da representação do pedal (A) representação esquemática do pedal com dois sensores piezoelétricos triaxiais ,onde B = distância entre o cento do pedal e o centro do sensor (fonte: Wheeler,1992) .....	40
<b>Figura 3.6</b> Desenho esquemático da estrutura do pedal de Boyd & Hull & Wooten, 1996. ....	40
<b>Figura 3.7</b> a) Plataforma de Petersen e b) Plataforma de Lywood, segundo Lywood, 1987.....	42
<b>Figura 3.8</b> Plataformas de Liu & Tzo, 2002.....	43
<b>Figura 4.1</b> Visualização das partes geometria base da plataforma. A) Base superior e B) base inferior onde os sistemas de medição e fixação. Suas vigas são identificadas pelos itens (a, b, c e b) correspondem às braços do sistema de medição em forma de H e as vigas identificadas pelos itens (e, f, g e h) correspondem às vigas centrais. O item i corresponde ao sistema de fixação ao eixo do pedal. ....	45

<b>Figura 4.2</b> A) Desenho ilustrativo identificando o dois conjuntos vigas de medição, o conjunto de medição principal formado pelas quatro vigas principais e o conjunto de medição central formado pelas quatro vigas centrais e em (B) A localização de regiões de interesse para a colocação dos sensores tipo strain gauges. ....	46
<b>Figura 4.3</b> Deslocamento do sistema de medição da plataforma sob a influência da força $F_X$ , A) no plano XZ e no plano XY. ....	47
<b>Figura 4.4</b> Comportamento dos quatro sensores tipo strain gauges (tração ou compressão) sob ação de uma força aplicada na direção $F_x$ . ....	48
<b>Figura 4.5</b> Deslocamento do conjunto de medição principal quando submetido a um carregamento na direção normal $F_y$ no plano ZY. ....	49
<b>Figura 4.6</b> Posicionamento e comportamento dos quatro sensores tipo <i>strain gauges</i> (tração ou compressão) sob ação de uma força aplicada na direção $F_y$ . ....	50
<b>Figura 4.7</b> Deslocamento do sistema de medição da plataforma sob a influência da força $F_Z$ , no plano XZ. ....	51
<b>Figura 4.8</b> Comportamento dos quatro sensores tipo <i>strain gauges</i> (tração ou compressão) sob ação de uma força aplicada na direção $F_z$ . ....	51
<b>Figura 4.9</b> Deslocamento do sistema de medição da plataforma sob a influência da força $M_X$ no plano ZY. ....	52
<b>Figura 4.10</b> a) Comportamento dos quatro sensores tipo <i>strain gauges</i> (tração ou compressão) sob ação de uma força aplicada na direção $M_x$ . ....	53
<b>Figura 4.11</b> Deslocamento do sistema de medição da plataforma sob a influência da força $M_y$ no plano XZ. ....	54
<b>Figura 4.12</b> a) Comportamento dos quatro sensores tipo strain gauges (tração ou compressão) sob ação de uma força aplicada na direção $M_y$ . ....	54
<b>Figura 4.13</b> Deslocamento do sistema de medição da plataforma sob a influência de um momento $M_z$ . ....	55
<b>Figura 4.14</b> a) Comportamento dos quatro sensores tipo <i>strain gauges</i> (tração ou compressão) sob ação de uma força aplicada na direção $M_z$ . b) Disposição do posicionamento dos sensores de deformação na ponte de Wheatstone e c)Tabela de comportamento das seis pontes da plataforma. ....	56

<b>Figura 4.15</b> Modelo de MEF do primeiro modelo de plataforma .....	57
<b>Figura 4.16</b> a) Força frontal FX. b) Força vertical FZa) Momento MX .....	58
<b>Figura 4.17</b> Ilustração da viga a ser dimensionada, onde $L1$ = comprimento da viga, $b$ = largura da viga, $h$ = altura da viga, $c$ = espessura da coluna, $L2$ = altura da coluna e em B) o tipo de solicitação que será submetida $Fy$ vertical e $Fx$ horizontal. C) visualização geral do modelo.....	61
<b>Figura 4.18</b> Ilustração dos dois modelos utilizado, substituindo uma restrição por uma força. 62	
<b>Figura 4.19</b> Desenho ilustrativo dos deslocamentos provocados pelas forças quando o modelo é submetido a forças verticais e horizontais.....	63
<b>Figura 4.20</b> Localização das linhas de deformações preferenciais e as seções da viga central e principal.....	65
<b>Figura 4.21</b> Análise da influência da coluna nas deformações ao longo da viga principal sob carregamento vertical .....	66
<b>Figura 4.22</b> Análise da influência da seção da viga principal nas deformações ao longo da viga principal sob carregamento vertical ( $h \times b$ ).....	67
<b>Figura 4.23</b> Análise da influência da seção da viga central nas deformações ao longo da viga principal sob carregamento lateral. (nove seções). .....	68
<b>Figura 4.24</b> Análise da influência da seção da principal central nas deformações preferenciais ao longo da viga principal sob carregamento frontal (seis seções).....	68
<b>Figura 4.25</b> Vista explodida do pedal plataforma eixo encaixe.....	69
<b>Figura 4.26</b> Desenho final da plataforma.....	69
<b>Figura 4.27</b> Foto do pedal/plataforma.....	70
<b>Figura 4.28</b> Dispositivos de fixação para pressionar os sensores .....	70
<b>Figura 4.29</b> A) Detalhe do micro acelerômetro fixado para a medição da aceleração na direção y e B) para a medição da aceleração na direção x.....	71
<b>Figura 4.30</b> Sistema de medição composto por um analisador de Fourier, registrador analógico e amplificadores. ....	72
<b>Figura 4.31</b> Espectro de freqüências do ensaio I e III quando submetidos a um impulso. ....	72

<b>Figura 4.32</b> a) base de fixação, pedal e dispositivo de transferência de carga. b) Detalhe da extremidade do dispositivo de transferência de carga onde a extremidade dos cabos é fixa, permitindo a aplicação de carga em três direções. ....	74
<b>Figura 4.33</b> Dispositivo de calibração, base de fixação, pedal e dispositivo de transferência de carga. ....	74
<b>Figura 4.34</b> A) Montagens dos pesos suspensos no dispositivo de calibração para a calibração das três forças $F_x$ , $F_z$ e $F_y$ . B) Localização dos carregamentos. ....	75
<b>Figura 4.35</b> A) Montagens dos pesos suspensos no dispositivo de calibração para a calibração das três momentos $M_x$ , $M_z$ e $M_y$ . B) Localização dos carregamentos. ....	75
<b>Figura 4.36</b> Gráfico de calibração da força vertical $F_y$ e a curva de calibração linear. ....	76
<b>Figura 4.37</b> Gráfico de calibração da força vertical $F_x$ e a curva de calibração linear. ....	76
<b>Figura 4.38</b> Gráfico de calibração da força lateral $F_z$ e a curva de calibração linear. ....	77
<b>Figura 4.39</b> Gráfico de calibração do momento $M_z$ e a curva de calibração linear. ....	77
<b>Figura 4.40</b> Gráfico de calibração do momento $M_x$ e a curva de calibração linear. ....	78
<b>Figura 4.41</b> Gráfico de calibração do momento $M_y$ e a curva de calibração linear. ....	78
<b>Figura 4.42</b> Gráfico dos desbalanço de todas as componentes devido a aplicação de carga na componente tangencial $F_x$ . ....	79
<b>Figura 4.43</b> Gráfico dos desbalanço de todas as componentes devido a aplicação de carga na componente vertical $F_y$ . ....	79
<b>Figura 4.44</b> Gráfico dos desbalanço de todas as componentes devido a aplicação de carga na componente lateral $F_z$ . ....	79
<b>Figura 4.45</b> Gráfico dos desbalanço de todas as componentes devido a aplicação de carga na componente frontal $M_x$ . ....	80
<b>Figura 4.46</b> Gráfico dos desbalanço de todas as componentes devido a aplicação de carga na componente momento lateral $M_z$ . ....	80
<b>Figura 4.47</b> Gráfico dos desbalanço de todas as componentes devido a aplicação de carga na componente vertical $M_y$ . ....	80
<b>Figura 4.48</b> Comportamento da força vertical medida pela célula de carga da máquina de ensaio (célula) e da força medida pelo pedal com a frequência de 1 Hz. ....	82

<b>Figura 5.1</b> A) Alinhamento Normal, B) alinhamento varo tibial e valgo femural, C alinhamento valgo tibial e varo femural. ....	85
<b>Figura 5.2</b> Inclinações do pé devido à utilização das palmilhas; onde em A) a palmilha tende uma pronação; em B) é uma palmilha neutra e C) a palmilha induz uma supinação.(fonte: Francis, 1986); D) com afastador.(fonte: Francis, 1986). ....	89
<b>Figura 5.3</b> a) Foto frontal do ciclista e identificação do posicionamento da patela em b) Representação baseada em fotogramas do posicionamento da patela em um ensaio ilustrativo (sem carga) com a utilização dos três tipos de três palmilhas (A,B e C).....	90
<b>Figura 5.4</b> a) Placa em forma de cunha com medidas de 100 x 400 mm com inclinação de 5° e B)alinhamento da palmilha sobre a cunha. ....	91
<b>Figura 5.5</b> Posicionamento do anel afastador, entre o eixo do pedal e o pé-de-vela. ....	91
<b>Figura 5.6</b> Cicloergômetro utilizado composto pela estrutura, volante, cinta e pesos mortos...	92
<b>Figura 5.7</b> Foto da plataforma e do sensor angular responsável pela medição do ângulo relativo .....	93
<b>Figura 5.8</b> Identificando o vetor de referencia e o de orientação da tibia. ....	94
<b>Figura 5.9</b> Dispositivo de sincronismo, composto por: (a) um ímã acoplado ao PDV; (b) uma chave de passagem reed-switch; (c) LED do ciclo; e (d) LED do PMS. ....	94
<b>Figura 5.10</b> Imagem digitalizada ilustrando quatro marcadores reflexivos <b>A, B, C e D</b> , formando o vetor de referencia do quadro $\overrightarrow{AB}$ e o vetor tibia $\overrightarrow{CD}$ . ....	96
<b>Figura 5.11</b> Gráfico do sincronismo e ângulo da tibia ao longo do tempo de coleta.....	97
<b>Figura 5.12</b> Ângulo relativo do pedal esquerdo no intervalo de 5 segundo correspondendo a aproximadamente sete ciclos de pedalada. As linhas sólidas verticais representam os ciclos de pedalada. ....	98
<b>Figura 5.13</b> Representação de sete ciclos das forças normal ( $F_y$ ), tangencial ( $F_x$ ) e lateral ( $F_z$ ) orientadas pelo sistema de coordenadas do pedal. As linhas sólidas verticais representam os ciclos de pedalada. ....	99
<b>Figura 5.14</b> Representação de sete ciclos dos momentos normal ( $M_y$ ), tangencial ( $M_x$ ) e lateral ( $M_z$ ) orientadas pelo sistema de coordenadas do pedal. As linhas sólidas verticais representam os ciclos de pedalada. ....	99

<b>Figura 5.15</b> Gráfico das curvas de forças e momentos normalizadas pelo ciclo da pedalada. A) todos as curvas B) valores médios do 40 ciclos. ....	100
<b>Figura 5.16</b> Gráfico da força efetiva e força resultante.....	100
<b>Figura 5.17</b> Gráfico dos ângulos relativo e do pedal. ....	101
<b>Figura 5.18</b> Dados dinamométricos de força em função do tempo e em função do ciclo da pedalada.....	102
<b>Figura 5.19</b> Dados dinamométricos normalizados pela cadência (impulso) e normalizados pela cadência e pela potência.....	103
<b>Figura 5.20</b> A) Resultados da força efetiva relativa do ciclista A utilizando os acessórios de palmilha pronadora, supinadora, neutra e afastada; e B) a diferença destas forças em relação à palmilha neutra.....	109
<b>Figura 5.21</b> A) Resultados da força efetiva relativa do ciclista A utilizando os acessórios de palmilha pronadora, supinadora, neutra e afastada; e B) a diferença destas forças em relação à palmilha neutra.....	110
<b>Figura 5.22</b> A) Resultados da força efetiva relativa do ciclista A utilizando os acessórios de palmilha pronadora, supinadora, neutra e afastada; e B) a diferença destas forças em relação à palmilha neutra.....	110
<b>Figura 5.23</b> Ângulo da inclinação da tíbia do ciclista A e do ciclista C. Ensaios com o anel afastador e sem o anel afastador.....	111
<b>Figura 7.1</b> Força resultante média do Ciclista A com a palmilha neutra, sem afastador, com carga alta e baixa ao longo do ciclo da pedalada. ....	119
<b>Figura 7.2</b> Ângulo do pedal do Ciclista A com a palmilha neutra, sem afastador, com carga alta e baixa ao longo do ciclo da pedalada.....	120
<b>Figura 7.3</b> Forças efetiva, resultante, tangencial ( $F_x$ ) e normal ( $F_y$ ) do Ciclista A com a carga alta, palmilha neutra, sem afastador ao longo do ciclo da pedalada. ....	120
<b>Figura 7.4</b> Forças efetiva, resultante, tangencial ( $F_x$ ) e normal ( $F_y$ ) do Ciclista A com a carga baixa, palmilha neutra sem afastador ao longo do ciclo da pedalada. ....	120
<b>Figura 7.5</b> Força efetiva normalizada média do Ciclista A com a palmilha neutra, sem afastador com carga alta e baixa ao longo do ciclo da pedalada. ....	121

<b>Figura 7.6</b> Força efetiva média do Ciclista A com a palmilha neutra, sem afastador com carga alta e baixa ao longo do ciclo da pedalada. ....	121
<b>Figura 7.7</b> Força tangencial normalizada média do Ciclista A com a palmilha neutra com carga alta e baixa ao longo do ciclo da pedalada. ....	121
<b>Figura 7.8</b> Força tangencial média do Ciclista A com a palmilha neutra com carga alta e baixa ao longo do ciclo da pedalada. ....	122
<b>Figura 7.9</b> Força normal ( $F_y$ ) normalizada média do Ciclista A com a palmilha neutra com carga alta e baixa ao longo do ciclo da pedalada. ....	122
<b>Figura 7.10</b> Força vertical média do Ciclista A com a palmilha neutra com carga alta e baixa ao longo do ciclo da pedalada. ....	122
<b>Figura 7.11</b> Força lateral normalizada média do Ciclista A com a palmilha neutra com carga alta e baixa ao longo do ciclo da pedalada. ....	123
<b>Figura 7.12</b> Força lateral média do Ciclista A com a palmilha neutra com carga alta e baixa ao longo do ciclo da pedalada. ....	123
<b>Figura 7.13</b> Força resultante média do Ciclista A com a palmilha neutra com carga alta e baixa ao longo do ciclo da pedalada. ....	123
<b>Figura 7.14</b> Força resultante média do Ciclista A com a palmilha neutra com carga alta e baixa ao longo do ciclo da pedalada. ....	124
<b>Figura 7.15</b> Força resultante média do Ciclista A com a palmilha neutra com carga alta e baixa ao longo do ciclo da pedalada. ....	124
<b>Figura 7.16</b> Força resultante média do Ciclista A com a palmilha neutra com carga alta e baixa ao longo do ciclo da pedalada. ....	124

## ÍNDICE DE TABELAS

<b>Tabela</b>	<b>Título</b>	<b>Pág.</b>
<b>Tabela 2.1</b>	Combinações do desbalanço da ponte função da deformação de cada sensor.....	28
<b>Tabela 4.1</b>	Tabela de comportamento todos os sensores referentes aos seis circuitos de desbalanceamento e o resultado da amplificação para a componente $F_x$ .....	48
<b>Tabela 4.2</b>	Tabela de comportamento todos os sensores referentes aos seis circuitos de desbalanceamento e o resultado da amplificação para a componente $F_y$ .....	50
<b>Tabela 4.3</b>	Tabela de comportamento todos os sensores referentes aos seis circuitos de desbalanceamento e o resultado da amplificação para a componente $F_z$ .....	52
<b>Tabela 4.4</b>	Tabela de comportamento todos os sensores referentes aos seis circuitos de desbalanceamento e o resultado da amplificação para a componente $M_x$ .....	53
<b>Tabela 4.5</b>	Tabela de comportamento todos os sensores referentes aos seis circuitos de desbalanceamento e o resultado da amplificação para a componente $M_y$ .....	55
<b>Tabela 4.6</b>	Tabela de comportamento todos os sensores referentes aos seis circuitos de desbalanceamento e o resultado da amplificação para a componente $M_z$ .....	56
<b>Tabela 4.7</b>	Dimensões das seções da viga central e da viga principal.....	65
<b>Tabela 4.8</b>	Tabela das combinações simuladas.....	65
<b>Tabela 4.9</b>	Frequências de ressonância encontradas durante os ensaios.....	73
<b>Tabela 4.10</b>	Diferença percentual média entre a medição da célula e do pedal em função da frequência.....	82
<b>Tabela 5.1</b>	– Caracterização da amostra em função da experiência.....	87
<b>Tabela 5.2</b>	– Características antropométricas da amostra.....	87
<b>Tabela 5.3</b>	Descrição da ordem dos ensaios.....	89
<b>Tabela 5.4</b>	Tabela amostra dos resultados de significância.....	104
<b>Tabela 5.5</b>	Resultados tabelados do Índice de Efetividade (adimensional).....	105
<b>Tabela 5.6</b>	Resultados tabelados do momento $M_y$ (N.m).....	106
<b>Tabela 5.7</b>	Resultados tabelados do Ângulo do pedal médio (graus).....	107

<b>Tabela 5.8</b> Resultados tabelados da cadência (rpm).....	107
<b>Tabela 5.9</b> Resultados tabelados da potência (watt).....	108

# **CAPÍTULO 1**

## **INTRODUÇÃO**

### **1.1 INTRODUÇÃO**

O esporte é um fenômeno que desperta a cada dia mais atenção em diversas áreas da sociedade. A população em geral assiste às diversas modalidades esportivas e ou as pratica como atividade de lazer, atividade física ou para a reabilitação. Os atletas buscam a superação de suas marcas e o reconhecimento de seus esforços. Os fabricantes de artigos esportivos projetam equipamentos e acessórios cada vez mais seguros e eficientes. Os patrocinadores investem no esporte para a valorização de seus produtos. A mídia utiliza seus veículos de comunicação para mostrar as competições esportivas criando espaços publicitários para seus anunciantes. As Nações buscam uma afirmação político-cultural perante o mundo através dos seus atletas. As cifras financeiras envolvidas nas competições esportivas são altas e pequenos detalhes fazem a diferença para apontar os vencedores em cada modalidade esportiva.

A busca por um melhor desempenho e um movimento mais eficiente é uma motivação constante do ser humano e o desenvolvimento de estudos interdisciplinares em esportes permite a compreensão e o aperfeiçoamento dos movimentos envolvidos. Dentro desta realidade o ciclismo é um esporte que utiliza a bicicleta como instrumento de propulsão e sua melhor performance depende de uma completa interação entre o ciclista e a bicicleta, pois consiste de uma modalidade altamente técnica e competitiva. As provas de ciclismo são classificadas em modalidades de velocidade e de resistência, características determinadas em função da distância percorrida, variando de 200 metros a 4000 quilômetros e sua duração de 11 segundos até três semanas, respectivamente.

O desempenho dos ciclistas depende de sua condição física, sua técnica de pedalada e do tipo de equipamento utilizado. A condição física é determinada por parâmetros fisiológicos, pela técnica da pedalada envolve a coordenação das contrações musculares, a orientação dos segmentos do ciclista sobre a bicicleta e da frequência de pedalada utilizada (cadência).

A evolução tecnológica dos equipamentos utilizando novos materiais e processos permitiram a confecção de bicicletas leves, resistentes e aerodinâmicas aumentando o desempenho dos ciclistas. Apesar dos altos custos estes equipamentos já estão disponíveis no mercado resultando que a performance ainda depende basicamente da propulsão.

O andar da bicicleta é o resultado da ação do ciclista sobre a bicicleta. As contrações musculares dos membros inferiores resultam na aplicação de uma força sobre o pedal, que conectado ao pé-de-vela, gira em torno do eixo central gerando um torque que é transmitido à roda traseira através de um conjunto de engrenagens. O deslocamento do conjunto ciclista/bicicleta ocorre quando o este torque supera as resistências ao movimento.

Os movimentos do ciclista sobre a bicicleta não são movimentos naturais, como caminhar, pular e correr. Consistem de uma adaptação funcional a um equipamento com restrições geométricas. A pedalada é o resultado desta adaptação envolvendo os dois membros inferiores, o direito e esquerdo. Consiste de um movimento tridimensional complexo envolvendo as articulações e os segmentos corporais com a finalidade de aplicar uma carga sobre o pedal de uma maneira cíclica que garanta a continuidade do movimento. O deslocamento do pedal ocorre apenas no plano sagital, através da rotação do conjunto pedal/pé-de-vela em torno do eixo central e apresenta quatro inversões de sentido da direção do deslocamento, duas na vertical e duas na horizontal. Estas limitações geométricas do movimento combinadas com a posição do ciclista, medidas antropométricas, da técnica do ciclista, da carga e da cadência determinam a efetividade do movimento.

A magnitude da força aplicada sobre o pedal, não é o principal fator para uma boa performance, sua posição, orientação e sentido é que determinam a efetividade na transmissão da força. A orientação dos segmentos dos membros inferiores ao longo da pedalada influencia a efetividade da força. Um modelo baseado em um diagrama de corpo livre representa um sistema indeterminado, devido aos graus de liberdade apresentando pelos três segmentos corporais (coxa, perna e pé), pelo pé-de-vela e pelas cinco articulações envolvidas, o joelho, tornozelo, quadril, pedal, e movimento central.

Em esportes de alto rendimento o objetivo é sempre a busca pelo melhor desempenho, a eficiência dos movimentos é utilizada para a avaliação qualitativa da maneira com que ele foi obtido. Nos ciclistas ela estabelece uma relação entre o esforço e o desempenho, ou seja, entre a energia aplicada ao sistema e a energia transmitida ao movimento. A eficiência é um parâmetro de referência adimensional que compara estas duas condições. O conhecimento da forma como são aplicadas as principais componentes de força ao longo do ciclo da pedalada, permite avaliar a efetividade da pedalada, estabelecendo a relação entre a força aplicada pelo atleta sobre o pedal, chamada de *força resultante*, e a força transmitida ao movimento, chamada de *força efetiva*, ao longo do ciclo da pedalada.

Todos os anos centenas de novos equipamentos esportivos são desenvolvidos e apresentados por grandes e pequenas empresas e particulares, mas a maioria dos novos produtos desaparece rapidamente. As três causas por este desaparecimento são: o capital para marketing e produção insuficiente, mercado saturado por produtos similares e mais baratos e outros que apresentam poucos benefícios. Muitos destes equipamentos apresentam características que permitem regular alguns parâmetros na orientação dos segmentos inferiores do ciclista, tais como aumentar a amplitude de rotação do pé, aumentar a distância entre os pedais, modificar a inclinação da base do pedal, modificar a altura do pedal e modificar o comprimento de pé-de-vela. A escolha do equipamento apropriado permite economizar tempo e energia, no caso da busca da performance ou pode melhorar o conforto, evitar lesões, manter a dirigibilidade e a segurança.

O ciclismo é um esporte de baixo impacto, mas devido a sua característica cíclica, pequenas anomalias do sistema músculo esquelético podem gerar pequenas incompatibilidades entre o ciclista e a bicicleta gerando lesões patomecânicas. A compreensão destas relações entre o ciclista e a bicicleta é estudada através da biomecânica do movimento, que descreve o movimento através dos princípios da mecânica (cinemática e dinâmica), analisa e avalia com base em parâmetros e padrões fundamentais descritos para o movimento humano.

A abordagem tridimensional das pedalada utilizando pedais tridimensionais e cinemtria nos planos frontal e lateral permite descrever os movimentos e esforços na articulação do joelho identificando características que evitam lesões e a determinam a correta utilização de acessórios utilizados para corrigir alguns tipos de alinhamentos articulares. A disponibilidade dos valores calculados dos momentos na articulação do joelho (varo, valgo e axial), permite um acompanhamento preciso dos níveis de cargas tipos de esforços na atividade de recuperação de lesões.

## 1.2 OBJETIVO

### 1.2.1 OBJETIVO GERAL

O presente estudo teve como objetivo avaliar a efetividade da força aplicada sobre o pedal durante o movimento da pedalada de ciclistas em função da utilização de acessórios, que modificam geometricamente a posição do pé e o comportamento do momento normal medido pela plataforma tridimensional.

### 1.2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Para que esse objetivo principal seja alcançado, são estabelecidos os seguintes objetivos específicos:

- 1) Construção de uma plataforma de força tridimensional (3D) adaptada no pedal da bicicleta, para a medição de forças e momentos, utilizando sensores de baixo custo tipo *strain-gauges*. O pedal tridimensional instrumentado permite a medição de todas as componentes da força, e seus respectivos momentos. Através do projeto da plataforma pretende-se consolidar uma metodologia para projeto de plataformas de força de baixo custo.
- 2) Avaliar a influencia na eficiência da pedalada utilizando um acessório, a palmilha inclinada que modificam a inclinação do pé (inversão e eversão).
- 3) Avaliar a influencia na eficiência da pedalada utilizando um acessório, o anel afastador, que modifica a distância entre os pedais;
- 4) Construção de um dispositivo para a calibração da plataforma 3D.
- 5) Definição de um cicloergômetro para oferecer a resistência ao ciclista em um ambiente de laboratório utilizando a bicicleta do próprio ciclista.
- 6) Sistema de processamento e análise de dados: Desenvolver um ambiente para processar e armazenar os dados disponibilizando as informações para análise.
- 7) Desenvolver uma metodologia de análise dinamométrica no ciclismo.

### **1.2.3 HIPÓTESE**

Este trabalho desenvolveu duas hipóteses básicas H1 e H2, baseadas na utilização de dois acessórios, a palmilha que modifica a inclinação do pé e o anel afastador que modifica a distância entre os pedais.

H1) A utilização dos acessórios aumenta a efetividade.

H2) A utilização dos acessórios reduz o momento normal  $M_y$ .

### **1.3 MOTIVAÇÃO DESTE TRABALHO**

A motivação deste trabalho é permitir que ciclistas possam compreender e avaliar as conseqüências das mudanças geométricas provocada pela utilização e regulagens de acessórios no desempenho do movimento no ciclismo.

A experiência empírica dos ciclistas e treinadores mostra que nos ciclistas o posicionamento dos joelhos é um indicador de técnica do movimento, mas a influência desta posição no rendimento é desconhecida.

A influência da correção do alinhamento articular de ciclistas e sua influência na eficiência do movimento não são conhecidas.

O comprimento do eixo central determina a distâncias entre os dois pedais, este parâmetro da bicicleta não é citado na literatura e a influência dessa distância no rendimento do ciclista é desconhecida.

Este trabalho pretende informar para os ciclistas a efetividade de sua pedalada e avaliar a influência de regulagens ou acessórios no seu desempenho.

## **1.4 ESTRUTURA DESTE TRABALHO**

Este trabalho está estruturado em oito capítulos como se indica a seguir.

O Capítulo 1 apresenta uma introdução básica da atividade do ciclismo, descrevendo o problema a ser estudado, definindo os objetivos, formulando hipóteses, justificando a motivação do trabalho e apresenta como o trabalho é estruturado.

O Capítulo 2 apresenta os fundamentos teóricos necessários e utilizados neste trabalho envolvendo as técnicas utilizadas em Biomecânica para a avaliação do movimento de ciclistas, características de dispositivos dinamométricos e procedimentos da técnica da extensometria.

O Capítulo 3 é composto pela revisão bibliográfica, onde são apresentados alguns trabalhos que descrevem a biomecânica no ciclismo, permitindo uma visão global do tema, as plataformas de forças tridimensionais adaptadas ao pedal da bicicleta e trabalhos que envolvem o movimento tridimensional da pedalada.

O Capítulo 4 descreve o princípio de funcionamento, o projeto, o dimensionamento, a confecção da plataforma de força, a calibração e a validação da plataforma de força tridimensional do pedal.

O Capítulo 5 descreve os materiais e métodos para alcançar os objetivos propostos, descrevendo a amostra utilizada, os equipamentos utilizados, o sistema de aquisição e processamento de dados e finalmente a determinação das variáveis e o modelo estatístico utilizado.

O Capítulo 6 consiste na apresentação dos resultados e suas discussões.

O Capítulo 7 apresenta as conclusões e considerações finais do trabalho.

## **CAPÍTULO 2**

### **FUNDAMENTOS TEÓRICOS**

Este capítulo apresenta os fundamentos teóricos, abordando aspectos da análise do movimento humano, as técnicas utilizadas em biomecânica, as variáveis utilizadas no movimento do ciclista e as características de plataformas de força e seu funcionamento.

#### **2.1 BIOMECÂNICA E A ANÁLISE DO MOVIMENTO HUMANO**

A análise do movimento humano não é uma ciência nova. Tem uma longa tradição e gerou uma grande quantidade de informação útil, contribuindo para uma melhor compreensão da estrutura e função do corpo. Nas últimas décadas foi impulsionada através do aprimoramento das abordagens metodológicas, técnicas e instrumentos de medição.

A biomecânica lida com as forças que agem no corpo, seus movimentos, os princípios de sua construção e as relações entre sua estrutura e suas funções. A complexidade das estruturas e das funções do corpo exige abordagens analíticas complexas adequadas para descrição, análise e modelagem deste sistema biomecânico, pois os sistemas biológicos têm um grande potencial de adaptação às condições externas, tanto a longo como em curto prazo. (Baumann, 1996a).

A essência de todos os esportes é a competição de habilidades de movimento e de perícia. Durante décadas, os movimentos atléticos foram executados e aperfeiçoados pela intuição dos treinadores e dos atletas. Embora ainda seja possível encontrar pessoas convencidas de que o conhecimento intuitivo em biomecânica é suficiente para o êxito, essa não é mais a atitude predominante. Tornam-se necessários conhecimentos mais específicos. (Zatsiorsky, 2000).

### **2.1.1 AVALIAÇÃO DO MOVIMENTO**

A avaliação quantitativa do movimento humano engloba fases de medição, descrição, monitoramento, análise, diagnóstico e interpretação dos dados. A medição envolve um conjunto de operações que tem por objetivo a determinação do valor de uma grandeza. A descrição combina os dados medidos em relação ao movimento. O monitoramento controla os parâmetros, registrando interferências no movimento. A análise é um conjunto de operações que é aplicada a um conjunto de dados produzindo uma variável não medida diretamente. O diagnóstico e a interpretação são abordagens que motivam uma conclusão em relação ao movimento descrito.

### **2.1.2 EFICIÊNCIA E DESEMPENHO DO MOVIMENTO HUMANO**

A avaliação do movimento pode ser realizada através de seu desempenho ou eficiência. A performance representa o desempenho atingido, podendo ser obtido diretamente pela mensuração do tempo ou pela carga da atividade. A eficiência é a forma com que foi atingido o desempenho, onde são avaliadas todas as energias envolvidas para a execução do movimento. A correta utilização do termo eficiência depende da correta definição e obtenção das variáveis utilizadas.

Atualmente é impossível calcular a eficiência metabólica dos movimentos, pois não é possível medir o trabalho de cada músculo, já que seriam necessários diagramas individuais de força/velocidade para cada músculo envolvido no movimento. A eficiência metabólica depende da condição de transmissão de cada músculo e também da condição metabólica (descrito por seu estado de fadiga). Para que o corpo humano exerça um movimento, este deve converter a energia metabólica em energia mecânica. Para a obtenção da eficiência mecânica, relaciona-se o custo metabólico com o trabalho mecânico medido, conforme a equação (1), (Winter, 1997).

$$\text{eficiência mecânica} = \frac{\text{trabalho mecânico (interno + externo)}}{\text{custo metabólico} - \text{custo metabólico básico}} \quad (1)$$

## 2.2 MÉTODOS DE MEDIÇÃO EM BIOMECÂNICA

Na análise dos movimentos do corpo humano um conjunto clássico de métodos de medida compõe os pré-requisitos da biomecânica: a cinemetria, dinamometria, antropometria e eletromiografia, (Baumann, 1996a).

A cinemetria consiste em um conjunto de técnicas de medidas, baseadas no registro da imagem, que tem por finalidade descrever o movimento através da digitalização da posição de marcadores reflexivos colocados em locais previamente determinados durante um período de tempo. Os pontos digitalizados ao longo do percurso definem uma trajetória. A velocidade é obtida pelo cálculo da sua derivada e a aceleração pelo calculo de sua segunda derivada. A incerteza está diretamente ligada à frequência de amostragem e tamanho da imagem. Os segmentos corporais são representados por um vetor obtido por dois pontos digitalizados, onde se aplicam as propriedades da mecânica vetorial.

A dinamometria engloba todos os tipos de medidas de força e de distribuição de pressão, descrevendo as respostas dos comportamentos dinâmicos do movimento humano. O instrumento básico mais usado em dinamometria é a plataforma de força, que mede a força de reação através de um método de medição direta, onde se determinam as forças externas. A interpretação da força de reação externa determina a forma com que a força é distribuída ao longo do movimento

A eletromiografia é o termo genérico que expressa o método de registro da atividade elétrica de um músculo quando realiza contração, (Amadio, 1996). As contrações musculares são responsáveis pelo movimento dos segmentos corporais. A coordenação muscular e a intensidade da atividade mioelétrica podem ser determinadas através da amplitude do sinal eletromiográfico.

A antropometria busca representar o corpo humano através das dimensões das formas geométricas dos segmentos corporais, distribuição de massa, braços de alavancas e posições articulares. Através da análise dos movimentos, utilizando modelos físicos baseados na geometria e nas propriedades inerciais dos segmentos, calculam-se os momentos articulares cinéticos do movimento.

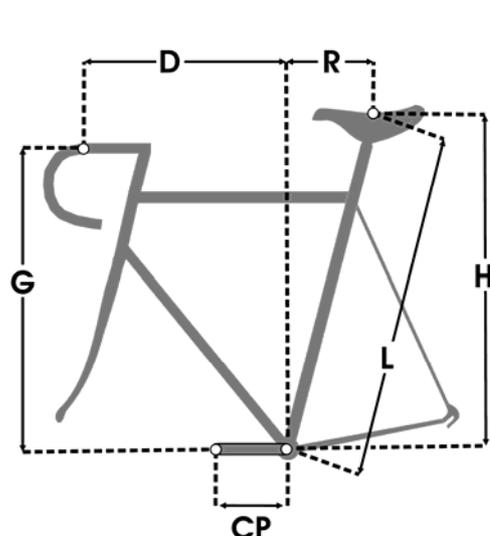
## 2.3 BIOMECÂNICA NO CICLISMO

Os estudos da biomecânica da pedalada de ciclistas têm por objetivo descrever, compreender e analisar o movimento do ciclista com a finalidade de aumentar o desempenho, a efetividade, evitar lesões de sobrecarga nas articulações e obter o máximo benefício em atividades de recuperação na fisioterapia.

### 2.3.1 BICICLETA E SUAS REGULAGENS.

A bicicleta é um veículo de propulsão humana, composta de quadro, garfo, duas rodas, selim, guidom, conjunto de pé-de-vela e um sistema de transmissão. As características da bicicleta podem variar de acordo com a modalidade (lazer, ciclismo, triathlon, mountain-bike, etc...), com o tamanho do ciclista e o nível de desempenho (profissional ou amador).

O ciclista apóia-se sobre a bicicleta em cinco pontos, os dois pés sobre os pedais (direito e esquerdo), o quadril sobre o selim e as mãos sobre o guidom. Estes pontos estão conectados ao quadro através de acessórios e apresentam diferentes tamanhos, formas e regulagens, possibilitando um ajuste individual para cada ciclista, permitindo desenvolver a atividade de uma maneira segura, eficiente e confortável.



**Figura 2.1** Principais regulagens na bicicleta: comprimento do selim (L), altura do guidom (G), Recuo do Selim (R), distância do guidom (D), altura do selim (H), e comprimento do pé-de-vela (CP).

O ciclista deve ajustar sua bicicleta às suas medidas antropométricas, principalmente em relação ao comprimento dos segmentos. As principais regulagens da bicicleta no plano sagital estão descritas na Figura 2.1, e no plano frontal distância entre os centro dos pedais e no plano transversal a posição do pé na sapatilha (projeção do eixo do pedal e o centro do primeiro metatarso).

### **2.3.2 DESCRIÇÃO DA PEDALADA**

A pedalada é um movimento cíclico característico do andar de bicicleta, consiste no movimento de rotação do eixo do pedal em torno do eixo central da bicicleta impulsionado pelos movimentos dos membros inferiores do ciclista. O movimento da pedalada apresenta limitações geométricas de movimento devido à trajetória circular do eixo do pedal e a restrição total ao movimento lateral.

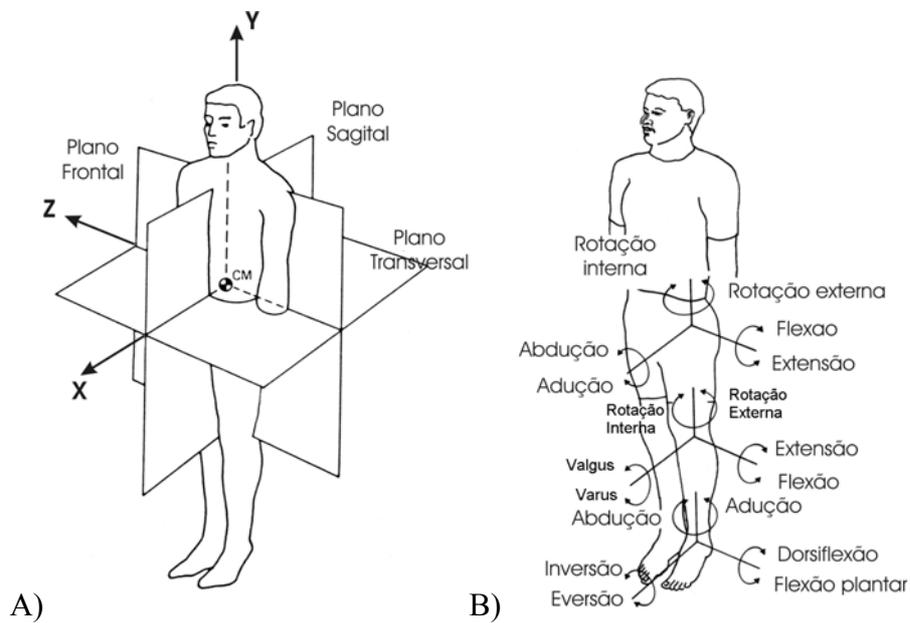
O pedal gira em torno do eixo central, alternando o sentido do movimento na direção horizontal e vertical durante um ciclo de pedalada. Estas mudanças de direção, sentido, velocidade e aceleração influenciam diretamente a continuidade do movimento dos segmentos dos membros inferiores devido às forças inerciais e a adaptação funcional a inversão do movimento.

### **2.3.3 MOVIMENTOS ARTICULARES**

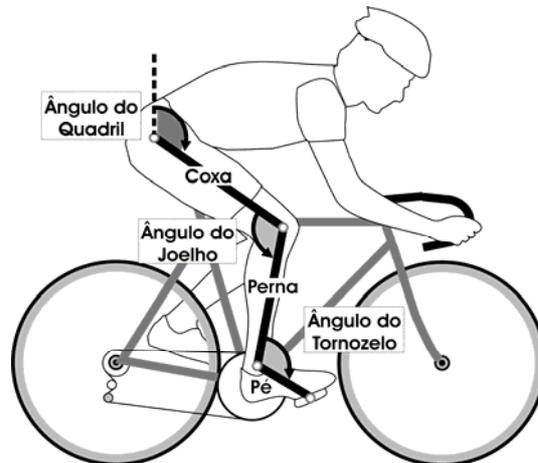
Os movimentos articulares durante um ciclo da pedalada são descritos em função da sua posição anatômica de referencia e em relação aos planos anatômicos, (Figura 2.2A). No plano sagital, as articulações do quadril e joelho apresentam dois movimentos: a flexão e a extensão; e a articulação do tornozelo apresenta o movimento de eversão e inversão. No plano frontal, a articulação do quadril apresenta os movimentos de abdução e adução e a articulação do tornozelo apresenta inversão e eversão do tornozelo. No plano transversal ocorre o movimento de rotação interna e externa da tibia (Figura 2.2B).

Cada membro inferior do ciclista pode ser representado através de um modelo simplificado, (Figura 2.3), que apresenta quatro segmentos: a coxa, a perna, o pé e o pé-de-vela. Cada segmento é descrito por vetores compostos por pontos anatômicos bem determinados, ou por um sistema de referência. A descrição do movimento destes segmentos pode ser obtida pela técnica da cinemetria, onde ocorre a digitalização de marcadores reflexivos posicionados sobre

os pontos anatômicos de referência, (Figura 2.4) ou através de uma medição direta utilizando potenciômetros rotacionais.



**Figura 2.2** A) Planos de referência anatômicos; e B) movimentos articulares característicos. (Fonte: Burke, 1996).

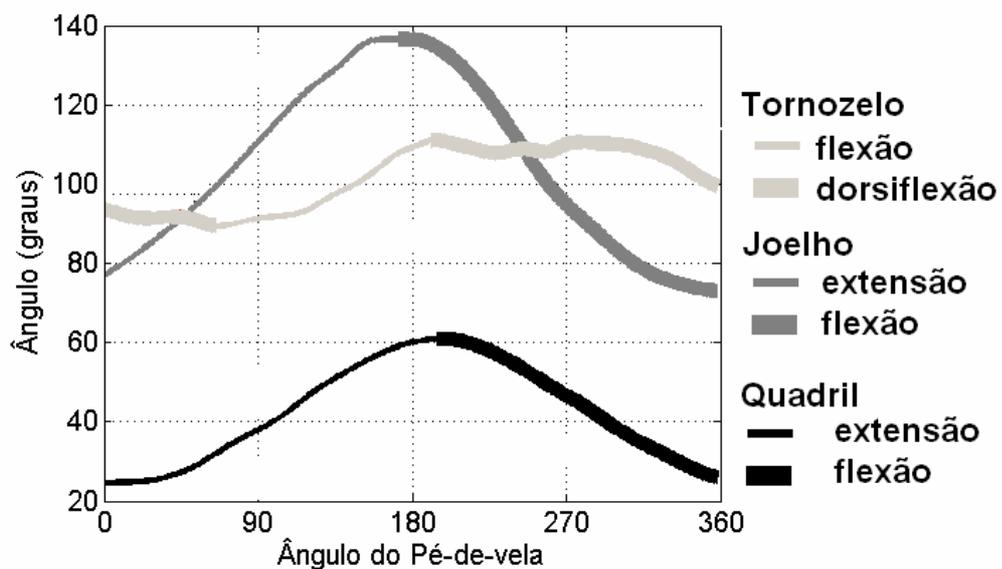


**Figura 2.3** Segmentos corporais (coxa, perna e pé) e seus respectivos ângulos articulares (quadril, joelho e tornozelo).



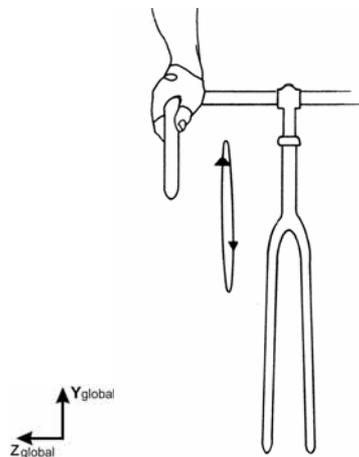
**Figura 2.4** A imagem descreve a trajetória de quatro pontos de referência, (A-quadril, B-epicôndilo lateral, C-maléolo lateral e D-eixo do pedal) durante alguns ciclos de pedalada.

A amplitude angular das articulações esta diretamente relacionada com as medidas antropométricas do ciclista, sua técnica e a regulagem de sua bicicleta. Os gráficos da Figura 2.5 descrevem os ângulos do quadril, joelho e tornozelo, definindo os movimentos de flexão e extensão destas articulações. Caracterizando a técnica da pedalada do ciclista. Estas características são individuais e envolvem fatores como a cadência, carga, coordenação muscular, efetividade, regulagem da altura do selim, recuo do selim, inclinação do quadril, posição do pé sobre o pedal, antropometria e condição fisiológica.



**Figura 2.5** Gráficos dos ângulos envolvidos do joelho, tornozelo e quadril e os movimentos de flexão e extensão definidos valores máximos e mínimos.

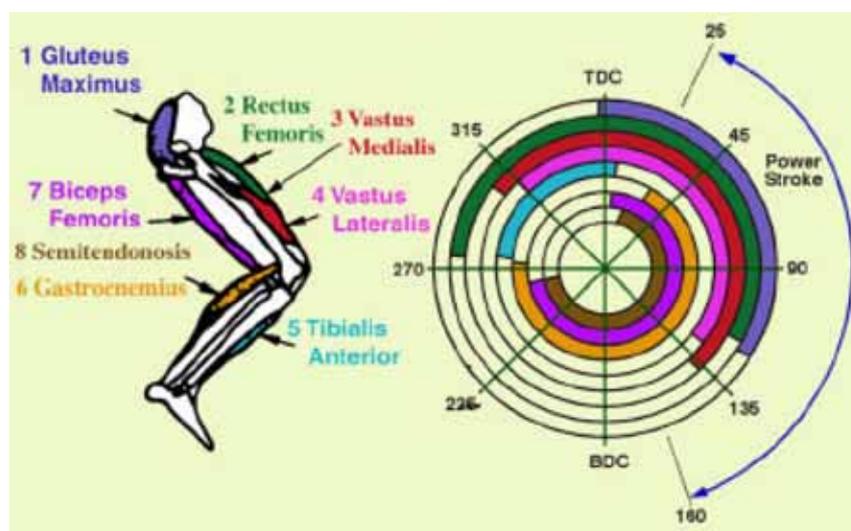
A análise cinemática no plano frontal permite descrever a trajetória dos segmentos e pontos anatômicos na direção lateral. A trajetória da protuberância da tíbia descreve o comportamento lateral do membro inferior do ciclista, ao longo da pedalada (Figura 2.6).



**Figura 2.6** Descrição da pedalada do ciclista no plano frontal através da trajetória da protuberância da tíbia. (fonte: Francis, 1986).

### 2.3.4 ATIVIDADE MUSCULAR

A atividade muscular pode ser descrita através da técnica da eletromiografia. No ciclismo, oito músculos superficiais são normalmente monitorados, identificando-se a sua região de ativação, amplitude e sua forma ao longo do ciclo da pedalada. A apresentação pode ser em gráficos polares ou através de valores médios por setores, (Figura 2.7).



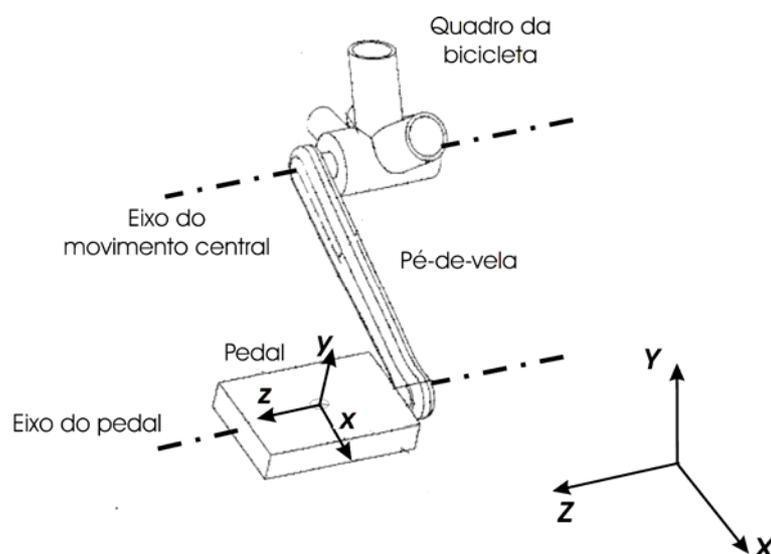
**Figura 2.7** Oito músculos envolvidos e sua representação por um gráfico polar representando as regiões de ativação muscular, (Fonte: Jorge, 1986).

### 2.3.5 DINAMOMETRIA NO CICLISMO

Quantificar as cargas no pedal é um importante passo para compreender o movimento da pedalada dos ciclistas. Uma melhor compreensão desta relação permite a projetistas desenvolverem bicicletas mais eficientes e ergonômicas, além de permitir a investigação de lesões ocorridas durante o movimento.

Quando um ciclista se desloca em uma bicicleta em linha reta, dois tipos de forças estão envolvidos, as que produzem movimento e as que retardam o movimento. As forças resistentes ao movimento ocorrem devido ao atrito de rolamento dos eixos da bicicleta, atrito entre o solo e do pneu, da resistência aerodinâmica do conjunto e devido ao peso do conjunto. O movimento do conjunto ciclista/bicicleta ocorre quando estas forças são superadas pelo ciclista. Em ciclo-ergômetro as forças resistentes estão relacionadas com a inércia dos volantes envolvidos e as cargas de frenagem aplicadas.

A dinamometria no pedal de bicicleta consiste na medição da força aplicada sobre o pedal (*força resultante*) utilizando um pedal instrumentado e o cálculo da força transmitida para o movimento (*força efetiva*). A descrição da força aplicada é realizada pela medição de suas componentes de força cartesianas e seus respectivos momentos em um sistema de *coordenadas local* (definida pela orientação do pedal).



**Figura 2.8** Desenho esquemático dos eixos coordenados.(fonte: Stone 1993)

O pedal instrumentado orientado pelo *sistema de coordenadas local* ( $x$ ,  $y$ ,  $z$ ), (Figura 2.8), permite a medição da *força normal* ( $F_y$ ) na direção do eixo  $y$ , a *força tangencial* ( $F_x$ ) na direção do eixo  $x$  e a *força lateral* ( $F_z$ ) na direção do eixo  $z$ . Os três momentos medidos

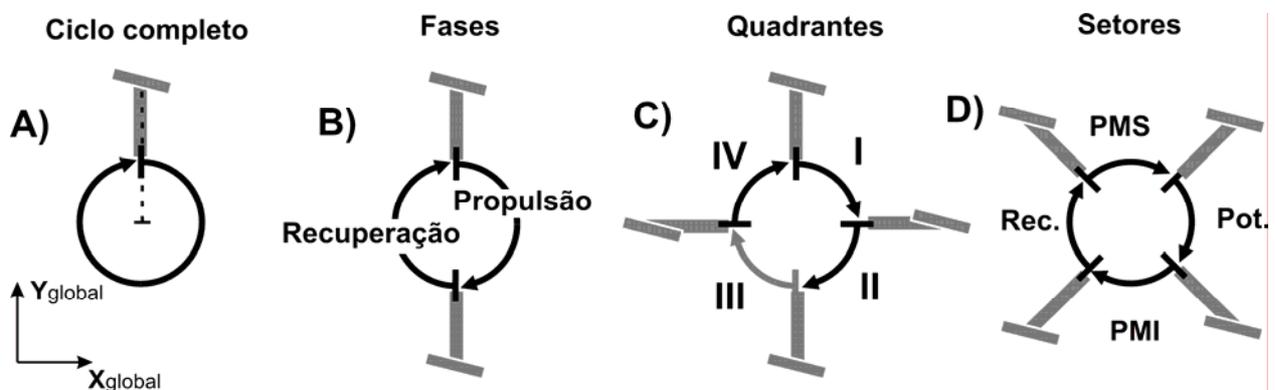
são o momento normal ( $M_y$ ), o momento frontal ( $M_x$ ) e o momento lateral ( $M_z$ ) orientado pelos seus respectivos planos de referência. A *força resultante* ( $\vec{F}_r$ ) é calculada pelas três componentes medidas pela plataforma de força. Sua decomposição no sistema de coordenadas global ( $X, Y, Z$ ) permite a obtenção da *força vertical* ( $F_Y$ ), *força horizontal* ( $F_X$ ) e *força lateral* ( $F_Z$ ). E a *força efetiva* é a decomposição da força perpendicular em relação à orientação do pé-de-vela.

Estas componentes são algumas das variáveis descritas na seção 2.4.

### 2.3.6 FASES DA PEDALADA

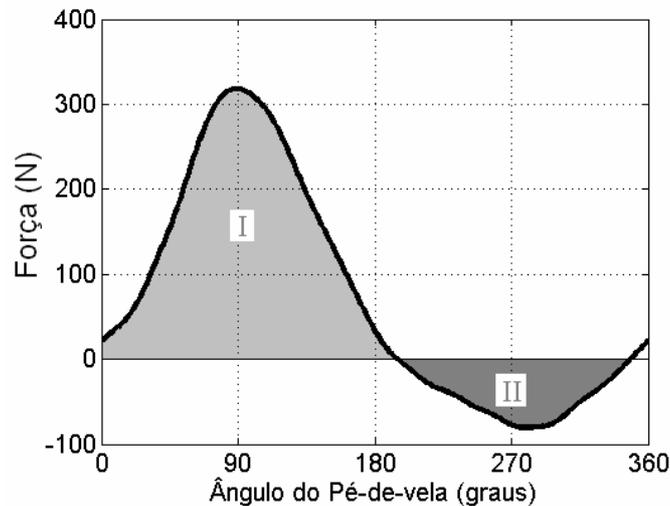
As análises do movimento do ciclista são realizadas em regiões pré-determinadas denominadas fases, estas fases são definidas através de parâmetros geométricos ou funcionais.

As fases definidas geometricamente são divisões do ciclo da pedalada ou função do ângulo do pé-de-vela, (Figura 2.9). A fase denominada *ciclo completo* corresponde a totalidade do ciclo correspondendo ao intervalo angular do pé-de-vela entre  $0^\circ$  a  $360^\circ$ , (Figura 2.9A). A *fase de propulsão* corresponde à primeira metade do ciclo (intervalo entre  $0^\circ$  a  $180^\circ$ ) e a *fase de recuperação* corresponde à segunda metade do ciclo (intervalo entre  $180^\circ$  a  $360^\circ$ ), segundo Burke, 1996. (Figura 2.9B) Os quatro quadrantes I, II, III e IV corresponde a intervalos de 90 graus, (Figura 2.9C) e os setores correspondem aos quadrantes defasados de  $45^\circ$  identificados pelos quatro movimentos característicos destes setores: o setor do movimento do Ponto Morto Superior (PMS), do setor de potência, do setor do Ponto Morto Inferior (PMI) e do setor de recuperação, (Figura 2.9D) (descritos por Hinault, 1988).



**Figura 2.9** Descreve a fase de ciclo completo (A), propulsão e recuperação (B), os quadrantes I, II, III e IV (C) e setores PMS, potência PMI, recuperação (D).

As fases definidas por parâmetros funcionais são descritas em função do sentido da componente de força ou torque ou pelo tipo de movimento articular (flexão ou extensão).



**Figura 2.10** Fase produtiva (I) e contraprodutiva (II)

As fases *produtiva* e *contraprodutiva* são descritas pelo sentido do torque produzido pela força efetiva sobre o pé-de-vela, (Figura 2.10), segundo Gregor, 2000.

As fases relacionadas com o tipo de movimento articular, extensão ou flexão, das articulações do quadril, joelho e tornozelo, não apresentam valores determinados. Estes são obtidos através de dados angulares cinemáticos (Figura 2.5) e variam de acordo com a regulagem do selim, carga e técnica do ciclista.

## 2.4 VARIÁVEIS ENVOLVIDAS NO CICLISMO

O ciclismo é um esporte que possui um grande número de variáveis envolvendo o ciclista e a bicicleta. A medição e o registro destas variáveis permite descrever o movimento, disponibilizando os resultados para a análise.

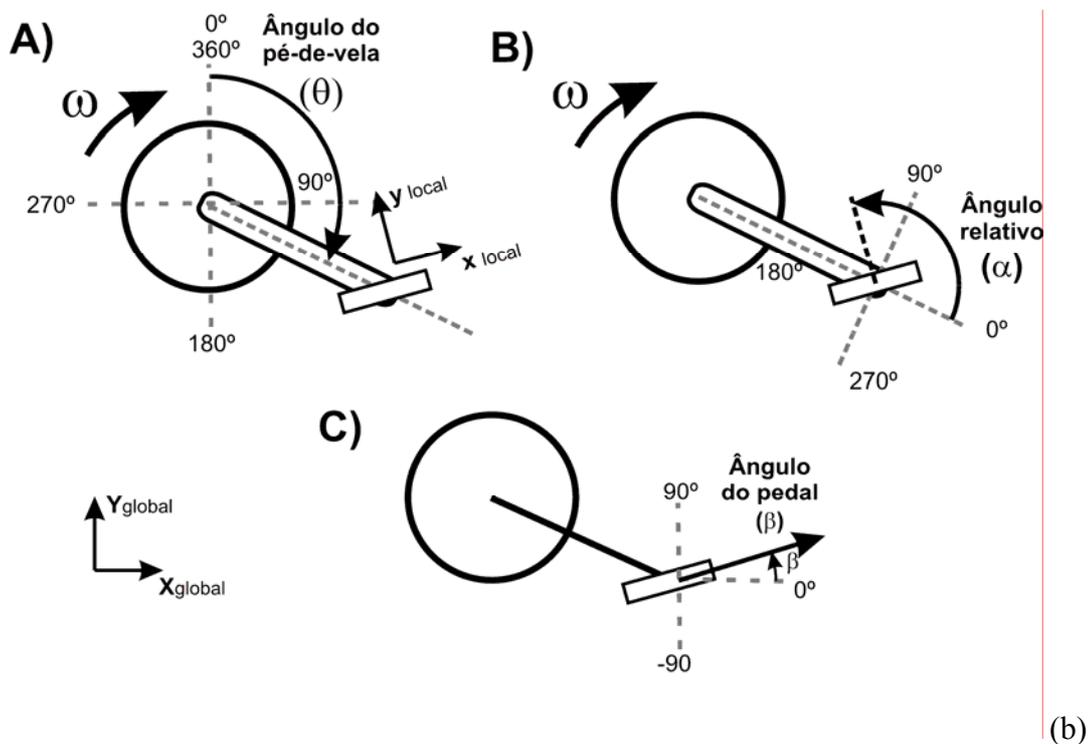
O movimento da pedalada é cíclico e temporal, as variáveis cinemáticas e dinamométricas podem ser representadas em função do tempo ou de sua posição relativa em relação ao ciclo da pedalada ou em função da posição angular do pé-de-vela.

A frequência do ciclo da pedalada define a *cadência* que é determinada individualmente para cada ciclo utilizando a equação (2). A unidade usual da cadência é rotações por minuto (rpm).

$$\text{cadencia}_n = \frac{1}{t_n} \cdot 60 \quad (2)$$

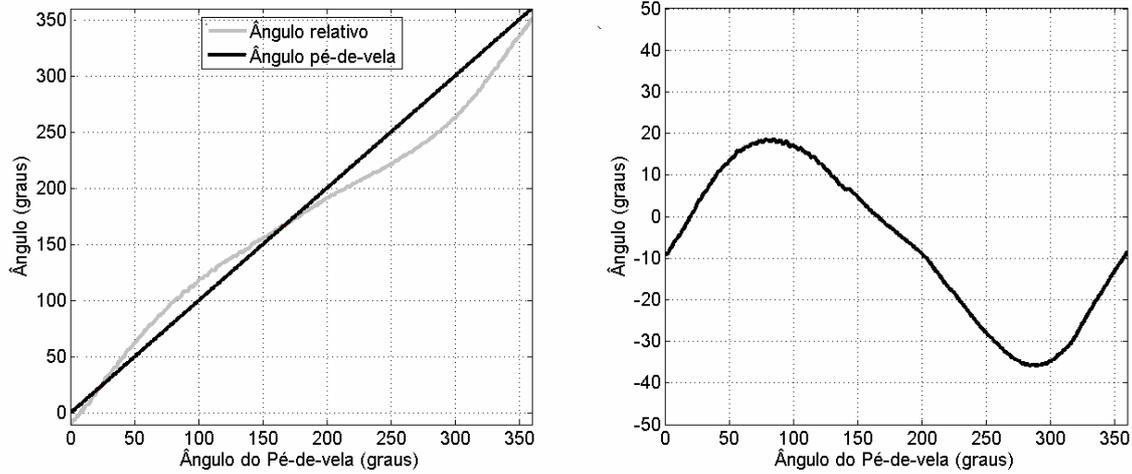
Onde  $\text{cadencia}_n$ =cadência do ciclo n (rpm),  $t_n$ =tempo do ciclo n (s)

A posição angular do pé-de-vela é descrita pelo *ângulo do pé-de-vela* ( $\theta$ ) durante o ciclo da pedalada, (Figura 2.11A). O valor de referência zero está situado quando a extremidade do pé-de-vela esta na posição vertical máxima (ponto morto superior - PMS) e é utilizado para a normalização dos dados temporais. O ângulo entre o pedal e o pé-de-vela é chamado de *ângulo relativo* ( $\alpha$ ) e relaciona o pé-de-vela com o sistema de coordenadas local do pedal (Figura 2.11B). É utilizado para a decomposição das forças normais e tangenciais do pedal nas componentes efetiva e inefetiva. O *ângulo do pedal* ( $\beta$ ) descreve a inclinação do pedal em relação ao sistema de coordenadas global. Define o ângulo entre os sistemas de coordenadas local ( $x, y$  e  $z$ ) e global ( $X, Y$  e  $Z$ ). (Figura 2.11C). Sua utilização descreve a característica angular da técnica do ciclista.



**Figura 2.11** A) Ângulo do pé-de-vela e B) Ângulo relativo entre o pedal e o pé-de-vela. E c) ângulo do pedal. Onde  $\omega$  é o sentido da rotação.

O Comportamento dos ângulo do pé-de-vela, ângulo relativo esta descrito na Figura 2.12A, e a Figura 2.12B descreve o ângulo do pedal, ambos e em função do ângulo do pedal.



**Figura 2.12** A) ângulo do pé-de-vela e relativo b) ângulo do Pedal

A relação entre os ângulos do pé-de-vela, do pedal e relativo é direta e são descritos pela equação (3).

$$\beta = \alpha - \theta \quad (3)$$

Onde  $\beta$  = ângulo do pedal,  $\alpha$  = ângulo relativo e  $\theta$  = ângulo do pé-de-vela

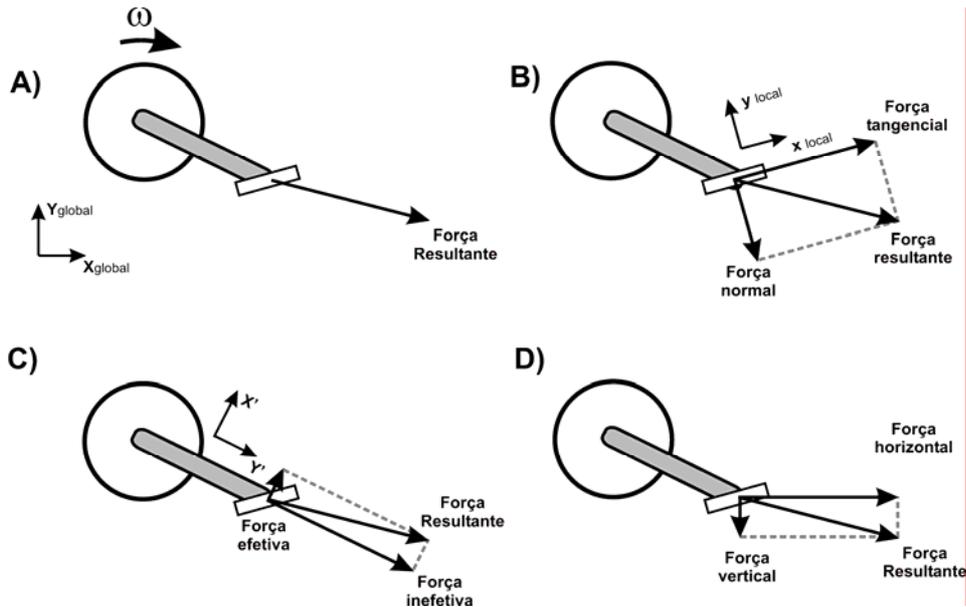
A força aplicada sobre o pedal ( $\vec{F}$ ) é obtida pela medição de suas três componentes de força cartesianas ( $F_x$ ,  $F_y$  e  $F_z$ ) conforme a equação (4). Estas medidas são obtidas diretamente pelo transdutor de força e orientadas pelo sistema de coordenadas local do pedal ( $x,y,z$ ). A *força resultante* ( $\vec{F}r$ ), (Figura 2.13A) é representada pelo seu módulo ( $|\vec{F}r|$ ) e calculada através da equação (5), (Figura 2.14), apresenta as forças medidas,  $F_x$ ,  $F_y$  e  $F_z$ .

$$\vec{F} = F_x \vec{x} + F_y \vec{y} + F_z \vec{z} \quad (4)$$

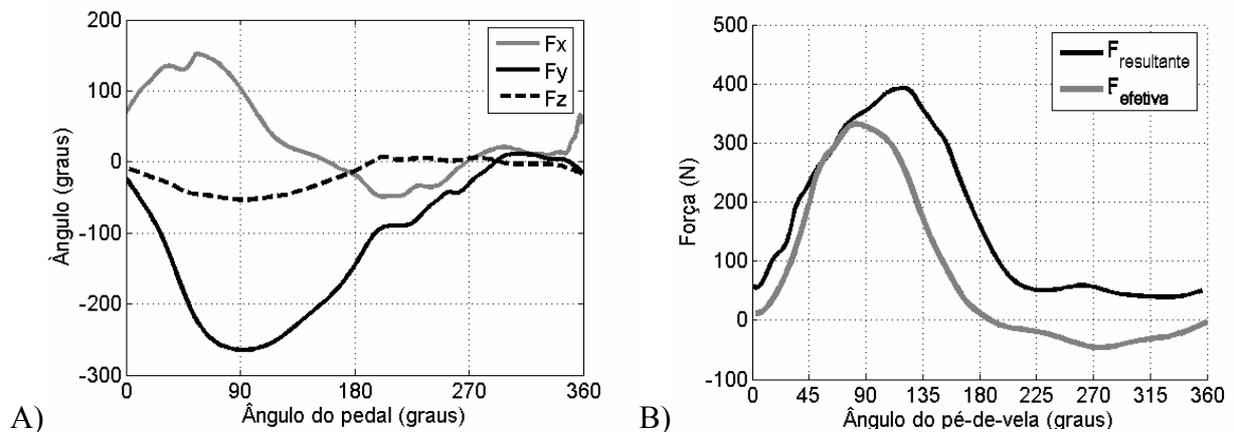
$$|\vec{F}r| = \sqrt{F_x^2 + F_y^2 + F_z^2} \quad (5)$$

onde  $\vec{F}r$  é o vetor força resultante,  $|\vec{F}r|$  é o módulo da força resultante,  $F_x$  é a força tangencial,  $F_y$  é a força normal e  $F_z$  é a força lateral.

Nem toda a força aplicada sobre o pedal é transmitida para o movimento, a *força efetiva* ( $F_{efetiva}$ ) é a componente de força aplicada sobre o pedal perpendicular ao pé-de-vela, responsável por transmitir o torque ao sistema de engrenagens responsável pelo movimento. A Figura 2.13B descreve a decomposição da força aplicada sobre o pedal (*força resultante*) em suas componentes normal ( $F_y$ ) e tangencial ( $F_x$ ) e a Figura 2.13C descreve a decomposição nas componentes *efetiva* ( $F_{efetiva}$ ) e *inefetiva* ( $F_{inefetiva}$ ).



**Figura 2.13** Força resultante aplicada sobre o pedal, B) Decomposição da força resultante em suas componentes normal e tangencial no sistema de referência do pedal. C) Decomposição em relação ao pé-de-vela gerando as componentes de força efetiva e força inefetiva. D) Força aplicada decomposta em *força vertical* ( $F_Y$ ) e *força horizontal* ( $F_X$ ).



**Figura 2.14** A) Gráfico representando as três componentes de força cartesianas ( $F_x$ ,  $F_y$  e  $F_z$ )(fonte: Boyd,1996); e B) gráfico representando a *força efetiva* e *força resultante* (fonte: Paterson & Moreno, 1990)

O cálculo da decomposição das forças pode ser vetorial, equação (6) ou trigonométrica, equação (7 e 8).

$$T = -\vec{F}r \times \vec{I}c \quad (6)$$

Onde  $T$  = torque transmitido,  $F_r$  = força resultante e  $Ic$  = orientação do pé-de-vela.

$$F_{efetiva} = F_{tang} * \cos(\alpha) - F_{normal} * \sin(\alpha) \quad (7)$$

$$F_{inefetiva} = F_{tang} * \sin(\alpha) + F_{normal} * \cos(\alpha) \quad (8)$$

Onde  $F_{efetiva}$  = força efetiva,  $F_{inefetiva}$  = força inefetiva e  $\alpha$  = ângulo relativo.

A força aplicada sobre o pedal ( $\vec{F}$ ) pode ser decomposta nas componentes força vertical e força horizontal referenciadas no sistema de coordenadas global (Figura 2.13D) e calculadas conforme as equações (9) e (10).

$$F_{vertical} = F_{tang} * \sin(\beta) + F_{normal} * \cos(\beta) \quad (9)$$

$$F_{horizontal} = F_{tang} * \cos(\beta) - F_{normal} * \sin(\beta) \quad (10)$$

Onde  $F_{vertical}$  = força vertical,  $F_{horizontal}$  = força horizontal,  $F_{tang}$  = força tangencial,  $F_{normal}$  = força normal e  $\beta$  = ângulo do pedal.

A utilização de índices como o *índice de efetividade (IE)*, *taxa de efetividade (TE)*, *taxa de performance (TP)*, permitem a representação específica dos resultados.

A razão entre a força efetiva e o módulo da força resultante define o *índice de efetividade*, equação (11), que estabelece relação entre a força aplicada sobre o pedal e a força que foi transmitida para o movimento. É utilizado como um parâmetro de avaliação do rendimento dinamométrico em relação a um ciclo completo. A relação instantânea entre a força efetiva e a força resultante é a *taxa de efetividade*, equação (12).

$$IE = \frac{\int F_{efetiva} dt}{\int |Fr| dt} \cong \frac{\sum F_{efetiva}}{\sum |Fr|} \quad (11)$$

onde  $IE$  = índice de efetividade,  $F_{efetiva}$  = força efetiva e  $|Fr|$  = magnitude da força resultante, onde  $TE(t)$  = taxa da efetividade no instante  $t$ ,

$$TE(t) = \frac{F_{efetiva}(t)}{Fr(t)} \quad (12)$$

Onde  $F_{efetiva}(t)$  = força efetiva no instante  $t$  e  $Fr(t)$  = magnitude da força resultante.

O impulso consiste na integral da força ao longo de um determinado tempo, equação (14).

$$I = \int F dt \quad (14)$$

Onde  $I$  = impulso,  $F$  = força,  $t$  = tempo.

A força efetiva combinada com o comprimento do pé-de-vela define o torque transmitido para o sistema de transmissão equação (15).

$$T = F_{efetiva} L_c \quad (15)$$

onde  $T$  = torque,  $F_{efetiva}$  = força efetiva e  $L_c$  = comprimento do pé-de-vela.

O trabalho externo realizado pelo ciclista durante um ciclo completo é função do torque ao longo do ciclo, equação (16). A potência relaciona o trabalho externo produzido em relação ao tempo do ciclo. equação (17). No ciclismo a potência pode ser descrita de uma maneira instantânea ou por um valor médio de  $n$  ciclos completos.

$$W_n = \int_{\theta=0}^{2\pi} T(\theta) d(\theta) \quad (16)$$

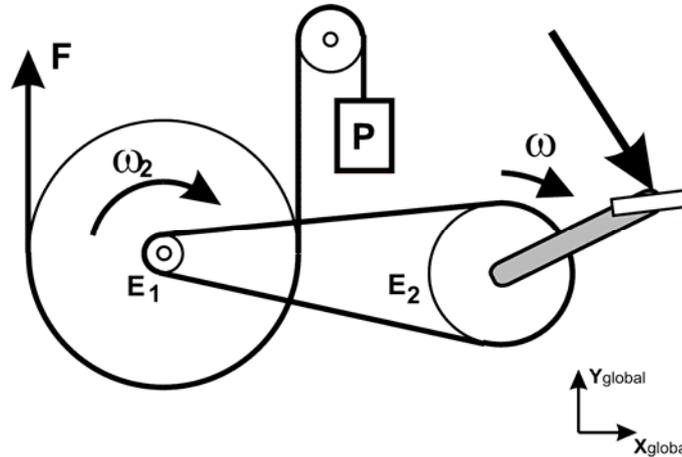
$$P_n = \frac{W}{t_n} \quad (17)$$

onde  $W_n$  = trabalho externo,  $T(\theta)$  = torque na posição  $\theta$ ,  $\theta$  = posição angular,  $P_n$  = potência do ciclo  $n$  e  $t_n$  = intervalo de tempo do ciclo  $n$ .

A *potência resistiva* é energia que restringe o movimento. Os ciclos ergômetros utilizam esta resistência para que o ciclista possa simular os movimentos da pedalada de uma maneira estacionária. Os ciclos ergômetros de fricção apresentam um volante, uma cinta de fricção e um sistema para aplicação de carga. A potência resistiva é medida através da velocidade angular do volante e o torque resistivo segundo a equação (18). A Figura 2.15 descreve as componentes de um ciclo ergômetro de fricção.

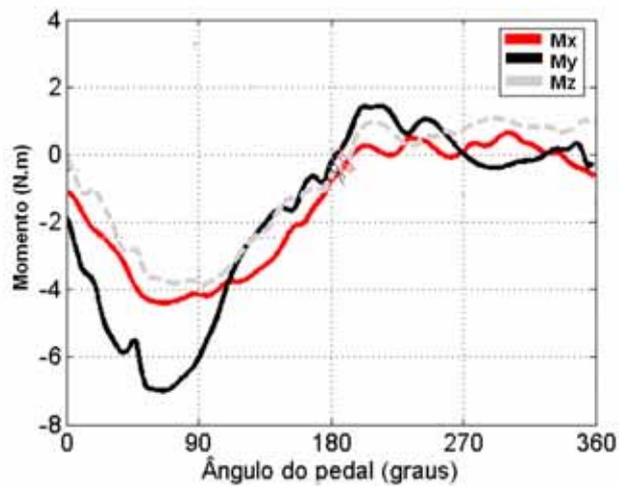
$$P_{resistiva} = (P - F) 2 \pi r \omega \quad (18)$$

Onde  $P_{resistiva}$  = potência aplicada no cicloergômetro,  $F$  = carga aplicada no volante,  $P$  = carga transmitida a bicicleta,  $r$  = raio do volante (m),  $\omega$  = velocidade angular do volante (rpm).



**Figura 2.15** Desenho esquemático das componentes de força do cicloergômetro de fricção.

Os momentos normal ( $M_x$ ), frontal ( $M_y$ ) e lateral ( $M_z$ ) são componentes do pedal.



**Figura 2.16** Momentos  $M_x$ ,  $M_y$  e  $M_z$ . (adaptado de Boyd, 1996)

## 2.5 PLATAFORMAS DE FORÇA

Em muitas áreas do estudo do movimento humano é necessário obter medidas de forças em uma grande variedade de atividades. Para disponibilizar estas informações,

pesquisadores tem desenvolvido vários tipos de plataformas de força. Estes dispositivos têm sido utilizados para quantificar as forças da caminhada, em estudos na locomoção humana, movimentos de atividades industriais, desenvolvimento de próteses, atividades esportivas aplicações militares, pesquisas em reabilitação humana, preparação física e pesquisas do sistema músculo-esquelético. Plataformas dinamométricas projetadas para a medição de forças exercidas pelo pé sobre o solo durante a caminhada ou outras atividades são essencialmente superfícies planas para o contato do pé. Esta base é apoiada sobre uma estrutura com sensores capazes de detectar as mudanças de carga. Plataformas dinamométricas requerem um cuidadoso projeto sob aspectos estáticos e dinâmicos. Nos aspectos estáticos, são necessários cuidados com a linearidade e o acoplamento do transdutor. No aspecto dinâmico é necessário que o peso seja o mais leve possível, que os elementos de suporte sejam rígidos e que as frequências naturais de vibração sejam altas, otimizando o conflito estático e dinâmico. (Hamey, 1975)

A plataforma de força pode ser considerada uma ferramenta fundamental no estudo do movimento humano. Usualmente dois diferentes tipos de dados são necessários os do deslocamento do corpo ou do segmento de corpo e os relativos às forças impostas sobre o corpo ou segmento do corpo. O primeiro é obtido através da aquisição de imagens do movimento e a segunda através de algum tipo de transdutor de força. (Gola, 1980).

Para a medição de força é necessário obter a magnitude de uma maneira indireta, para observar a resposta de algum dispositivo na presença de força. Nos projetos de plataformas de força, a força é consequência da aceleração do objeto sobre a plataforma de força ou a resistência oferecida pelo objeto a alguma força externa. Para indicar a magnitude da força imposta, todas as plataformas de força utilizam o deslocamento do elemento sensível para a medição da força aplicada. O elemento sensível é escolhido devido à força aplicada sobre o elemento ser diretamente proporcional ao deslocamento do elemento. Estes deslocamentos podem ser grandes, mas normalmente são pequenos e necessitam dispositivos muito sensíveis ao deslocamento. Quatro tipos de transdutores de força são principalmente utilizados em plataformas de força: (1) molas e ponteiros, (2) cristais piezoelétricos, (3) LVDT, (4) sensores extensométricos *strain gauges*. (Hamey, 1975).

Embora existam vários conceitos utilizados para o desenvolvimento de plataformas de forças, todos refletem o fato de que plataformas de força são basicamente um sistema de pesagem que responde a mudanças no deslocamento através de um elemento sensível (Gola, 1980).

Dois tipos de plataformas de força são normalmente utilizados. O primeiro caracteriza-se por um sistema que utiliza transdutores de força comerciais acoplados a uma estrutura base e o segundo utiliza a própria estrutura da plataforma como transdutor de força.

Os transdutores de força convertem a deformação produzida por uma força em uma tensão elétrica proporcional à força aplicada. São classificados pelo tipo de sensor utilizado e pelo número de componentes medidas. As características que os transdutores de força devem observar são a sensibilidade, o comportamento dinâmico, o acoplamento, a independência de fatores externos e linearidade e as medições diretas.

**Resolução:** expressão quantitativa da aptidão de distinguir valores muito próximos grandeza a medir sem necessidade de interpolação.

**Sensibilidade:** relação entre a variação da resposta pela variação correspondente da excitação.

**Freqüência fundamental:** da plataforma deve ser permitir a medição de eventos compatíveis com as freqüências envolvidas em sua aplicação, para que não apresente uma resposta dinâmica ressonante, amplificando o valor do carregamento. Esta condição é uma condição crítica, pois relaciona diretamente a rigidez da plataforma e é inversamente proporcional em relação à sensibilidade. A geometria do transdutor influencia diretamente sua rigidez e conseqüentemente sua freqüência natural. Os modos de vibração determinam o comportamento dinâmico da plataforma, a proximidade entre as vibrações do movimento e sua freqüência fundamental interfere diretamente na medição correta do transdutor. Plataformas de força piezoelétricas apresentam uma freqüência natural alta e um baixo acoplamento, enquanto plataformas extensométricas apresentam um alto acoplamento e uma freqüência natural baixa devido à sensibilidade ser inversamente proporcional a rigidez.

**Acoplamento:** em um transdutor de força é a interferência de uma componente de força na medição de outra componente. A utilização de sistemas de medição baseados em *strain-gauges*, quando submetidos a carregamentos, deformam tridimensionalmente. Isto pode ser minimizados de três maneiras. A primeira, através da otimização da geometria do projeto do transdutor, onde as deformações ocorrem em apenas uma direção, preferencialmente maior do que nas outras duas direções. A segunda, através da combinação adequada dos sensores tipo *strain-gauges* no circuito tipo ponte de

*Wheatstone*, permitindo combinar os sensores ativos (positivos e negativos) e sensores passivos, somando e subtraindo deformações, anulando ou reduzindo o acoplamento. A terceira, minimizando ou anulando o efeito do acoplamento através da combinação algébrica utilizando uma matriz de sensibilidade.

**Linearidade:** é uma característica de transdutores extensométricos, permitindo ajustar uma curva de calibração por apenas dois parâmetros, um coeficiente angular e um coeficiente linear, ou seja, é a relação proporcional e linear entre o carregamento e a resposta do transdutor

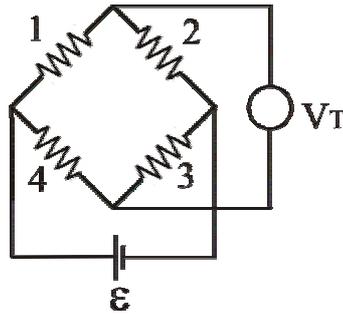
## 2.6 EXTENSOMETRIA

A *extensometria* é uma técnica que permite a medição da deformação dos corpos através de sensores tipo *strain gauge*. Os sensores são colados sobre a superfície dos corpos, que ao serem submetidos a uma sollicitação deformam o sensor, modificando sua resistência elétrica. A relação entre a deformação e a resistência do sensor é chamada de “fator gauge” e é definida pela *Lei de Kelvin*, equação (19), que estabelece uma relação linear entre a variação relativa da resistência e a variação relativa da deformação, quando no regime elástico.

$$K = \frac{\Delta R / R_0}{\Delta L / L_0} \quad (19)$$

onde K=fator gauge,  $(\Delta R/R)$ =variação de resistência relativa,  $(\Delta L/L)$ = variação de comprimento relativo

A medição da variação da resistência dos sensores é realizada por um circuito tipo *Ponte de Wheatstone*, que permite a medição da variação relativa da resistência elétrica dos sensores. O circuito é composto por quatro sensores (SG<sub>1</sub>, SG<sub>2</sub>, SG<sub>3</sub> e SG<sub>4</sub>), uma fonte de tensão ( $\epsilon$ ) e o desbalanço é medido através da diferença de tensão ( $V_T$ ), conforme ilustra a Figura 2.17.



**Figura 2.17** Circuito tipo Ponte de Wheatstone, onde 1,2,3 e 4 são sensores tipo *strain-gauges*, e  $V_T$ , a tensão de saída e a tensão de excitação.

O circuito é composto por dois divisores de tensão onde a tensão de saída depende da tensão de alimentação e da razões dos resistores ( $R_1/R_2$  e  $R_3/R_4$ ), conforme a equação (20).

$$\frac{\Delta V}{V} = \frac{R_1/R_2 - R_3/R_4}{(1 + R_1/R_2)(1 + R_3/R_4)} \quad (20)$$

Um transdutor de força extensométrico mede a força através do desbalanço elétrico do circuito formado por estes sensores. A geometria do transdutor, a localização, o comportamento e o número de sensores ativos (que sofrem deformação) influenciam na sensibilidade do transdutor. O correto posicionamento dos sensores no circuito e no transdutor permite anular o acoplamento mecânico do transdutor.

A relação direta entre o desbalanço elétrico e a deformação sofrida por cada sensor ( $\varepsilon_1, \varepsilon_2, \varepsilon_3$  e  $\varepsilon_4$ ) pode ser calculada pela equação (21) (segundo Álvares & Vinholas,1996).

$$e = \frac{KV}{4}(\varepsilon_1 - \varepsilon_2 - \varepsilon_3 + \varepsilon_4) \quad (21)$$

Onde  $e$  = saída da ponte unitária de deformação,  $K$ =fator gauge,  $V$ =tensão de excitação da ponte e  $\varepsilon_i$ =deformação do sensor  $i$ .

A determinação da posição dos sensores na *Ponte de Wheatstone* é fundamental para a confecção de transdutores complexos. Devido aos valores do *fator gauge* ( $K$ ) e da tensão de excitação ( $V$ ) serem constantes e assumindo que as deformações  $\varepsilon$  de todos os sensores possuem a mesma magnitude, variando apenas o sentido (tração ou compressão). A utilização a equação (21) pode-se resumir as combinações em nove modelos, descritos pelo detalhamento das nove combinações e desbalanceamento resultante da *Ponte de Wheatstone* para cada condição. Tabela 2.1.

**Tabela 2.1** Combinações do desbalanço da ponte função da deformação de cada sensor.

Sensor Caso	SG <sub>1</sub>	SG <sub>2</sub>	SG <sub>3</sub>	SG <sub>4</sub>	Desbalanceamento
<b>I</b>	ε	ε	ε	ε	Zero
<b>II</b>	-ε	-ε	-ε	-ε	Zero
<b>III</b>	ε	-	-	-	<sup>1</sup> / <sub>4</sub> ε K V
<b>IV</b>	-ε	ε	-	-	Zero
<b>V</b>	-ε	-ε	-	-	<sup>2</sup> / <sub>4</sub> ε K V
<b>VI</b>	-ε	-	-ε	-	<sup>2</sup> / <sub>4</sub> ε K V
<b>VII</b>	-ε	-	ε	-	Zero
<b>VIII</b>	-ε	ε	-ε	ε	<sup>4</sup> / <sub>4</sub> ε K V
<b>IX</b>	-ε	-ε	ε	ε	Zero

Quando os quatro sensores (SG<sub>1</sub>, SG<sub>2</sub>, SG<sub>3</sub> e SG<sub>4</sub>) apresentam o mesmo tipo de deformação (tração, compressão, nula), CASO I e CASO II, o valor da tensão de saída da ponte é nulo. Quando apenas um sensor estiver ativo, CASO III, a tensão será <sup>1</sup>/<sub>4</sub> da sensibilidade máxima. Quando apenas dois sensores estiverem ativos e dispostos de maneira adjacentes (1-2 ou 1-4), o tipo das deformações podem ser iguais, CASO IV, onde o desbalanço é nulo, ou diferentes, CASO V, onde o desbalanço é <sup>1</sup>/<sub>2</sub> da sensibilidade máxima. Caso os sensores dois sensores estiverem ativos e dispostos de maneira oposta (1-3 ou 2-4), e o tipo das deformações seja igual, CASO VI, o desbalanço é <sup>1</sup>/<sub>2</sub> da sensibilidade máxima, mas caso as deformações sejam diferentes, CASO VII, o desbalanço é nulo. Quando quatro sensores estiverem ativos e os opostos apresentarem o mesmo tipo de deformação, caso VIII, o resultado será a máxima sensibilidade, e se estiverem adjacentes, caso IV, o desbalanço é nulo. O procedimento de calibração dos transdutores permite estabelecer uma relação entre forças conhecidas aplicadas sobre a plataforma e a respectiva respostas gerada pelo transdutor. Esta relação é representada por uma matriz de calibração [C], que combinada com as tensões de saída de cada componente de força [V] permite compensar o acoplamento e converter os sinais de tensão em força [F], equação (22).

$$[F] = [V] * [C] \quad (22)$$

Onde [F] = vetor força [V] = vetor tensão de saída das componentes [C] = matriz de calibração

A maneira inicial de calibração é através da aplicação de cargas conhecidas, ajustando a resposta do sistema de medição. Este tipo de calibração é complicado pelo fato das plataformas de força serem sensíveis em uma direção independente das forças atuarem em outras direções. É desejado um mínimo de acoplamento (*cross-talk*) entre os eixos do sistema. A

resposta da plataforma de força para carregamentos estáticos é usualmente precisa em relação à calibração (Gola, 1980).

## **CAPÍTULO 3**

### **REVISÃO BIBLIOGRÁFICA**

#### **3.1 BIOMECÂNICA DO MOVIMENTO HUMANO**

Os estudos da locomoção humana têm-se modificado ao longo do tempo, na Era Paleolítica os desenhos em cavernas já representavam homens e animais em movimento, mostrando algumas questões de sobrevivência como a habilidade de deslocamentos eficientes de uma região para outra, a fuga de predadores e caça para alimentação. Os filósofos Gregos (500-300 AC) analisavam e descreviam o movimento humano, suas observações direcionavam para a necessidade de uma harmonia como universo e acreditavam que através de métodos não experimentais poderiam levar a verdade utilizando um caminho lógico. Apresentaram algumas questões atualmente relevantes para os estudos da locomoção humana como o limite da habilidade para observar e analisar o movimento humano e a influência dos métodos e protocolos de medição nas características naturais do movimento. A necessidade de ampliar os conhecimentos da locomoção introduziu os métodos de observação, inicialmente a pintura, fotografia, filmagem e atualmente a visualização em *scanners* dinâmicos de ressonância magnética de alta resolução (MRI). Mas muitos destes avanços motivaram por sua vez novas demandas sobre o nosso conhecimento fundamental e a habilidade de observar e interpretar medidas do movimento humano tem sido o primeiro fator limitante do crescimento deste campo, (Andriacchi, 2000).

A biomecânica do movimento humano pode ser definida como uma interdisciplinaridade que descreve, analisa e avalia o movimento humano, (Winter, 1991).

Para a análise complexa do movimento humano utiliza-se um conjunto de métodos de medição envolvendo a cinemetria, antropometria, eletromiografia e dinamometria. A cinemetria consiste de todos os métodos para o registro e avaliação numérica dos movimentos, descreve a posição, velocidade, aceleração e orientação dos segmentos corporais, permitindo descrever deslocamentos e ângulos das articulações, marcas e segmentos. A dinamometria envolve todos os tipos de medidas de força e pressão, forças externas, forças de reação ao peso, forças produzidas pelos músculos, forças estáticas e forças e dinâmicas. A eletromiografia é o registro das atividades elétricas associadas as contrações musculares, representa ou pelo menos indica o estímulo neural para o sistema muscular. A antropometria fornece as dimensões corporais convencionais, geometria do corpo e a geometria das massas corporais. Os parâmetros obtidos são os necessários à construção de modelos do corpo humano. Os valores básicos são o comprimento dos segmentos, circunferência e volumes, posições articulares, braços de alavanca etc. (Baumann, 1996a).

No esporte o principal objetivo dos atletas é o desempenho através da superação direta com outros competidores, pela diminuição do tempo de uma determinada atividade e a superação de tarefas. A busca por melhores resultados está associada ao aumento do rendimento relacionando a energia total aplicada e o trabalho gerado. A energia disponível dos atletas é determinada pela suas características antropométricas e sua capacidade fisiológica e o trabalho gerado depende dos tipos e regulagens do equipamento e da técnica utilizada.

Muitos movimentos humanos são caracterizados pela repetição contínua de um padrão fundamental de movimento (por exemplo, andar, correr, saltar, pedalar, nadar, remar). Para atividades cíclicas, a velocidade média de progressão é definida pelo produto da distância média percorrida por ciclo de movimento e a frequência média ou cadência em que o ciclo de movimento esta sendo repetido. Em movimentos humanos normais, estes fatores de velocidade, distância e cadência são determinados livremente ou auto-selecionados pelo indivíduo e são raramente fixos ou pré-estabelecidos. Apesar de inúmeros fatores considerados não são claros os mecanismos que estão implícitos no processo de seleção que leva a uma combinação particular de cadência-distância escolhida para uma dada atividade a uma dada velocidade. Uma grande variedade de fatores que podem ser associados ou que afetam diretamente as cadências preferidas tem sido examinadas por muitas décadas de pesquisa na ciência do movimento como, por exemplo: custo de energia ou economia do movimento, trabalho ou força mecânica,

eficiência muscular, estresse muscular, características inerciais do balanço dos membros, variabilidade de padrão do movimento, fadiga neuromuscular e rigidez do membro inferior. (Martin & Sanderson & Umberger 2004).

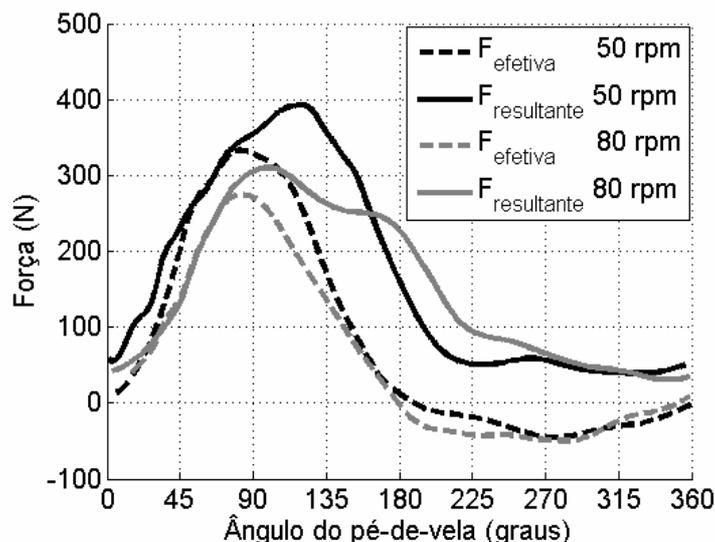
### **3.2 BIOMECÂNICA NO CICLISMO**

Qualquer ciclista que tenha interesse em aumentar sua performance no ciclismo se beneficia dos conhecimentos da biomecânica. (Francis, 1986)

O ciclismo é uma atividade que tem por objetivo o deslocamento do conjunto ciclista/bicicleta através da superação das resistências ao movimento pela energia aplicada sobre os pedais. Segundo Gregor (2000), os pesquisadores de ciclismo de alto rendimento focam seus trabalhos nas respostas fisiológicas e mecânicas quando submetidos a diferentes cadências, esforços, cargas, posições corporais e regulagens da bicicleta.

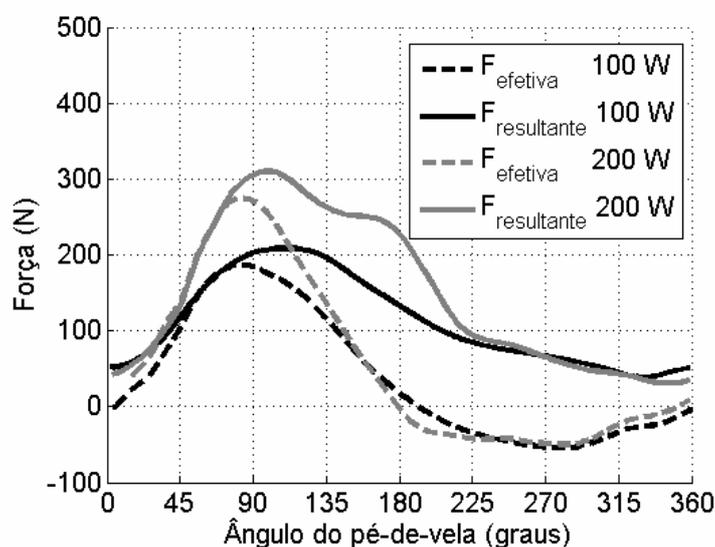
No ciclismo a velocidade do movimento (cadência) pode ser selecionada pelos atletas. Quando um ciclista pedala a uma velocidade determinada, tem uma variedade de engrenamentos disponíveis para produzir um dado rendimento (potência). Portanto o atleta pode manipular diretamente a velocidade de movimento para um dado desempenho. A escolha adequada da cadência pode ser um fator decisivo no sucesso de um ciclista. (Herzog, 2004)

Mantendo a potência constante e aumentando a cadência ocorre uma diminuição da magnitude das forças (Hull & Jorge, 1985, Patterson & Moreno 1990, Sanderson 1991). A magnitude da força efetiva diminui, mas a magnitude da força resultante não diminui proporcionalmente, ocorrendo uma diminuição do Índice de Efetividade (Patterson & Moreno, 1990), fazendo com que a potência gerada dependa da magnitude e da orientação das forças sobre os pedais (Kautz & Hull, 1993). A Figura 3.1 descreve dois ensaios de 50 e 80 rpm mantendo a potência constante, a diminuição das forças com o aumento da cadência e uma redução não proporcional na força efetiva, o que diminui o  $IE$  de  $\sim 0,53$  para  $\sim 0,40$  devido a modificação da orientação das forças que geraram o aparecimento de forças contraprodutivas ( $F_{\text{efetiva}} < 0$ ).



**Figura 3.1** Comportamento das forças efetivas e resultantes com uma carga de 200W utilizando uma cadência de 50 e 80 rpm. (adaptado de Patterson & Moreno, 1990).

A Figura 3.2 descreve o aumento das forças com o aumento da potência de 100W para 200W fez com que o *IE* aumentasse de ~0,25 para ~0,40.

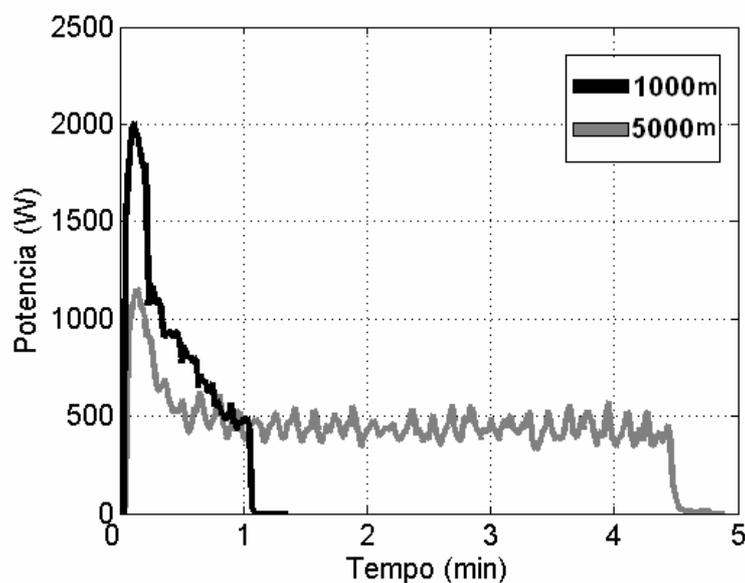


**Figura 3.2** Comportamento das forças efetivas e resultantes com uma cadência de 80 rpm utilizando uma carga de 100 W e 200 W. (adaptado de Patterson & Moreno, 1990).

Black, Sanderson & Henning, 1992 apresentam um trabalho comparando o índice de efetividade (*IE*) entre um grupo de ciclistas de competição e outro com ciclistas de lazer, variando as cargas e as cadências, obtendo três conclusões: (a) mantendo a potência constante e aumentando a cadência, o *IE* diminui; (b) mantendo a cadência constante e aumentando a carga o

IE aumenta e (c) existe uma diferença entre os IE dos dois grupos na cadência baixa e potência alta. A diferença entre os grupos é devido à experiência e a carga utilizada pelo ciclista.

Os estudos apresentando cargas e cadências como variáveis de controle permitem analisar diretamente a forma com que a força se comporta em relação à potência entre os ensaios, mas não permite relacionar a carga gerada e o esforço físico do atleta. Esta relação pode ser obtida através da utilização de um parâmetro fisiológico como variável de referência para o controle. Kautz et.al,1991, utilizou duas cargas diretamente relacionadas com valores de 60% e 90% do valor do  $VO_2$  max com a finalidade de verificar a mudança da técnica de pedalada devido ao aumento da carga. Seu estudo identificou dois grupos de ciclistas em função do comportamento do ângulo do pedal ( $\beta$ ) com o aumento de carga o primeiro grupo que aumentou o ângulo do pedal “anking group” compensou o aumento de carga aumentando a força tangencial ( $F_x$ ) e segundo que não modificou a inclinação do pedal “noanking group” compensou aumentando a carga normal ( $F_y$ ), concluiu que o ciclista que realiza um toque positivo na fase de recuperação ( $180 < \theta > 360$ ) o faz tanto em carga alta como em carga baixa, mas não contribui de uma forma significativa para o trabalho externo realizado. As curvas de torque pode ser considerado como uma característica individual de cada ciclista.



**Figura 3.3** Potência desenvolvida por ciclistas em prova de 1000m e 5000m, (fonte: SRM. Training 6.00i)

Um adulto saudável pode produzir continuamente uma potência entre 75 a 100 W, deslocando uma bicicleta em torno de 16 a 24 km/h dependendo do tipo de bicicleta, da posição utilizada e da técnica utilizada. Ciclistas de alta performance produzem uma potência de acordo

com o tipo de prova, as forças e potências estão diretamente relacionadas com sua duração. Os gráficos ilustrados na Figura 3.3 apresentam a potência instantânea transmitida para bicicleta em durante todas as provas de 1000m e 5000m.

A grande quantidade de combinações de cargas, cadências e ciclistas possíveis para a realização dos testes foge da condição real do ensaio.

Os trabalhos apresentados pela literatura não tem uma padronização de condições de ensaio o que limita a comparação dos resultados entre os trabalhos e nem de normalização dos dados adquiridos. A determinação da carga ideal para a realização dos ensaios está atrelada com a condição física do ciclista, o valor de carga (W) em função de um parâmetro fisiológico, (ex.  $VO_{2max}$ ), a cadência pode ser livre ou pré-determinada e as regulagens podem ser as utilizadas pelos próprios ciclistas ou obtidas através de fórmulas pré-determinadas.

Além, da dificuldade de unificação das variáveis, os estudos apresentam limitações, Kautz, (1991) cita que cicloergômetro apresenta uma inércia menor que a bicicleta sobre rolos ou sobre a rua. Acreditam que as mudanças da técnica da pedalada do ciclista medidas por apenas uma perna disponibiliza os dados necessários para descrever as mudanças devido ao incremento de carga. Smak, Neptune & Hull, (1999) descrevem a influência da cadência sobre a assimetria bilateral, a identificação da distribuição de forças em ambas as pernas em relação à cadência, permite a escolha de uma cadência que reduza as cargas transmitidas na articulação do joelho, reduzindo o risco de sobrecarga e permite identificar a perna menos dominante para aplicação de programas de treinamento. Utilizando um sistema de dois pedais instrumentados, a cinemetria, relacionou a razão da diferença da potência média gerada por cada perna (positiva, negativa e total) pela a potência média de ambas as pernas em função da cadência. Como resultado de 11 ciclistas de competição, concluiu que a assimetria varia sistematicamente com a cadência, mas somente em relação a potência negativa. Este trabalho não envolve a técnica do ciclista.

A maioria dos estudos sobre a técnica de pedalada foi desenvolvida em laboratórios utilizando cicloergômetros, rolos de treinamento e esteiras ergométricas motorizadas, não permitindo a medição em condições reais. A medição da dinamometria nos pedais utilizando a telemetria permite a avaliação em condições reais permitindo considerar os efeitos tridimensionais do movimento no plano, numa subida sentado e numa subida em pé. (Álvares & Vinyolas, 1996)

**Hull & Jorge**, 1985, descrevem um método para uma análise biomecânica detalhada da pedalada de ciclistas. O método constitui da medição das forças normal e tangencial do pedal, a eletromiografia (EMG) de oito músculos do membro inferior os ângulos do pé-de-vela e do ângulo relativo entre o pé-de-vela e o pedal. Um modelo numérico baseado em um sistema de corpo rígido com cinco barras utilizando dados de força medido e dos ângulos permitia o cálculo dos momentos estáticos, dinâmicos e totais nas articulações do tornozelo joelho e quadril, técnica atualmente conhecida por *dinâmica inversa*. A partir dos dados de eletromiografia (EMG) identificou regiões de máxima atividade.

O trabalho de **Kautz & Hull**, 1993, apresenta uma base teórica para a interpretação das forças aplicadas sobre o pedal no ciclismo. Descreve duas componentes, a primeira chamada componente muscular, resultado dos momentos intersegmentais e a segunda componente chamada não muscular devido a gravidade e os efeitos inerciais. Mantendo a carga constante e variando a cadência observou o aumento das forças não musculares e as forças musculares mantiveram-se constante ao longo do ciclo da pedalada. As forças do pedal não refletem força da atividade muscular, dependem do peso e das forças inerciais dos segmentos. (Kautz & Hull, 1993).

### 3.2.2 MOVIMENTOS COMPLEXOS

Segundo Gregor, 2000, a maioria dos estudos envolvendo sua cinemática no ciclismo são limitados ao plano sagital na extensão e flexão das articulações do quadril e do joelho e na flexão plantar e dosiflexão do tornozelo (figura 2.2). Limitado as análises ao deslocamento, velocidade e aceleração da coxa, perna e pé que são afetados pela cadência e regulagens da bicicleta (altura e recuo do banco, comprimento do pé-de-vela e posição do pé sobre o pedal). A altura do banco influencia a amplitude de movimento das articulações, do joelho e do quadril, o que afeta o comprimento de cada músculo e afetam a capacidade destes músculos produzirem força.

Historicamente na literatura, o ciclismo foi considerado um movimento plano, mas atualmente muitas informações significativas tem sido relatadas sobre a natureza tridimensional do movimento do ciclismo. Segundo Francis, 1986, vídeos de alta velocidade de ciclistas confirmam que ocorre a rotação interna da perna e uma pronação do pé com cargas altas. (Francis, 1986)

O modelo bidimensional foi baseado assumindo que os eixos das articulações são paralelos, mas elas são na realidade mais complexas. O quadril é uma articulação esferoidal típica composta pela cabeça do fêmur e pelo acetábulo côncavo, que permite rotação nos três eixos de rotação, a flexão, a extensão, abdução e adução, as rotações medial e lateral e a circundação do fêmur. O joelho é um complexo articular formado por duas articulações condilóideas, localizadas uma ao lado da outra. Por causa das diferenças nos tamanhos, nos formatos e nas orientações das articulações medial e lateral a rotação medial da tíbia acompanha a extensão plena do joelho. A articulação do tornozelo não é um simples movimento de pivotamento quando ocorre uma dorsiflexão e acompanhada de uma abdução e uma flexão plantar acompanhada de uma adução. O pé é composto por 26 ossos, separados por suas respectivas articulações, que em sua maioria apresentam limitada amplitude de movimento, mas a articulação subtalar apresenta uma significativa rotação ao longo do seu eixo.

As lesões são resultados de uma incompatibilidade entre a bicicleta e o ciclista, podendo ser evitada, (Francis, 1986), ou seja, entre os mecanismos rígidos da bicicleta e o movimento anatômico complexo do ciclista. A natureza repetitiva do movimento do ciclismo permite que pequenas ineficiências biomecânicas se manifestem em lesões de sobrecarga. (Balthazaar, 2004). A compreensão das causas permite prevenir estas lesões e os fatores que podem direcionar o diagnóstico e os tratamentos estão relacionados com a altura do banco, recuo do banco, interface pedal/sapatilha técnica da pedalada, modelos de treinamentos e variações biomecânicas estruturais entre ciclistas. A excessiva quilometragem é o erro mais comum de treinamento seguido de treinamento muito fortes em subidas e a utilização de transmissões muito longas. A combinação destes erros de treinamento e o alinhamento entre as articulações do ciclista e da bicicleta estão relacionados com o desenvolvimento de lesões.

A interface sapatilha/pedal é crítica para a efetiva transmissão da potência do ciclista para a bicicleta, seu correto alinhamento é considerado um fator crítico de prevenção das sobrecargas nas articulações do joelho e do tornozelo. Durante a pedalada o movimento de inversão e eversão do pé gera um torque nesta interface devido ao movimento de rotação interna da tíbia durante a extensão plena do joelho. A rotação do pé ocorre no plano paralelo à superfície do pedal, principalmente quando o pé é fixo utilizando um sistema de encaixes rápidos. Este torque no pedal aumenta durante a descida do pedal ou fase de potência da pedalada. Durante a fase de potência ocorre a inversão o pé do ciclista e o torque é positivo na direção normal a superfície do pedal. Este torque no pedal é menor durante a fase de recuperação, ocorrendo uma

eversão do pé. A torsão do pedal é de muito interesse devido a possibilidade de uma relação com as lesões no joelho (Semwal,1999).

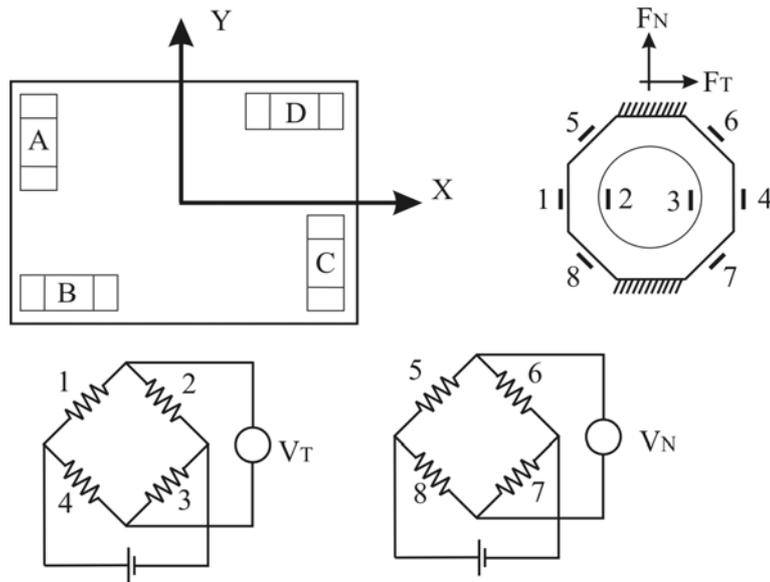
O desalinhamento lateral em uma articulação é acompanhado tipicamente por desalinhamentos compensatórios em outras articulações da extremidade inferior em virtude da sobrecarga articular durante a sustentação do peso. As condições em *geno varo* ou *geno valgo* na tíbia e no fêmur podem alterar a cinemática e cinética do movimento articular, pois impõe um estresse tensivo ao lado distendido da articulação afetada. A Figura 5.1 descreve os alinhamentos articulares característicos.

Os procedimentos corretivos podem envolver exercícios destinados a fortalecer ou alongar músculos e ligamentos específicos da extremidade inferior, assim como o uso de órteses, dispositivos desenhados especialmente para serem utilizados dentro dos calçados para fornecer um maior apoio a uma determinada parte do pé.

### **3.2.3 TRABALHOS ENVOLVENDO PEDAIS TRIDIMENSIONAIS**

A compreensão das forças envolvidas somente foi possível devido ao aparecimento de pedais instrumentados que permitiam medir e registrar as forças. Historicamente, Sharp,(1896, citado por Broker 1990 e Burke, 1996) que desenvolveu um pedal de bicicleta instrumentado que media a reação da componente normal composta por duas placas paralelas conectadas entre si por molas, que quando submetidas a cargas deformavam-se e o registro era feito por uma tira de papel colocada abaixo do pedal sendo o pioneiro a descrever o potencial dos estudos das cargas produzidas pelos ciclistas.

Hull & Davis, 1981, descrevem o primeiro pedal instrumentado capaz da medição completa das seis componentes aplicadas sobre o pedal, as três forças  $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$  e os três momentos  $M_x$ ,  $M_y$ , e  $M_z$ . O pedal instrumentado é conectado na bicicleta do próprio ciclista sem a necessidade de qualquer adaptação e para a confecção da plataforma foram utilizadas quatro células de cargas com formato octogonal (A, B, C e D), conforme ilustra a Figura 3.4, Cada célula octogonal permite a medição de duas componentes de força, a força normal e força tangencial através de sensores extensométricos tipo *strain gauges* arranjados em duas pontes de *Wheatstone* completas. As quatro células totalizavam trinta e dois sensores montados em oito circuitos, que combinadas permitem a decomposição nas seis componentes. O princípio de funcionamento das células são anéis dinamométricos analisados por Finnie, (1956 citado por Hull, 1981), que apresenta uma alta rigidez sem sacrificar a sensibilidade.



**Figura 3.4** a) Desenho esquemático da disposição das quatro células (A, B, C e D) octogonais no pedal (vista superior) b) Disposição dos strain gauges em uma célula octogonal, 1981. c) Esquema da montagem das pontes da célula octogonal, onde  $V_T$ =Tensão de saída da ponte Tangencial e  $V_N$ =Tensão de saída da ponte Normal, segundo Hull, 1981.

Quando a célula octogonal é solicitada na direção normal ( $F_N$ ), conforme Figura 3.4, ocorre uma deformação de compressão na direção axial nos sensores localizados nas posições em 1 e 4 e uma deformação lateral nos sensores 2 e 3, enquanto os sensores 5, 6, 7 e 8 se deformam uniformemente. Devido ao posicionamento dos sensores ocorre o desbalanço na componente vertical e nenhum desbalanço na componente tangencial. Ao aplicar uma força tangencial ( $F_T$ ) produz deformação de compressão nos sensores 6 e 7 e de tração nos sensores 5 e 8 ocorrendo o desbalanceamento. Os sensores 2 e 3 sofrem a mesma deformação e os sensores 1 tração e o sensor 4 deformação não desbalanceando o circuito da componente vertical. A figura 2.1c mostra o esquema dos circuitos do tipo Ponte de Wheatstone. Aplicando uma força  $F_N$  tem-se uma tensão de saída  $V_N$  e aplicando um  $F_T$  temos uma tensão de saída  $V_T$ , teoricamente sem acoplamentos. As forças laterais não produzem acoplamentos. A plataforma apresentou uma frequência natural de 75 Hz com um ciclista com um peso de 800 N.

Com a medição de  $F_T$  e  $F_N$  independentes de cada anel, quatro anéis no total, obtêm-se todas as componentes aplicadas sobre o pedal segundo as equações abaixo. Para fazer a correção de algum acoplamento verificado e outras imperfeições no sistema de medição, comparou-se com as condições de calibração.

$$\begin{aligned}
F_x &= C_{11} (V_{HB} + V_{HD}) M_x = C_{44} (V_{VA} + V_{VB} - V_{VC} - V_{VD}) \\
F_y &= C_{22} (V_{HA} + V_{HC}) M_x = C_{44} (V_{VA} + V_{VB} - V_{VC} - V_{VD}) \\
F_z &= C_{33} (V_{VA} + V_{VB} + V_{VC} + V_{VD}) M_z = C_{66} (-V_{HA} - V_{HB} + V_{HC} + V_{HD})
\end{aligned} \tag{23}$$

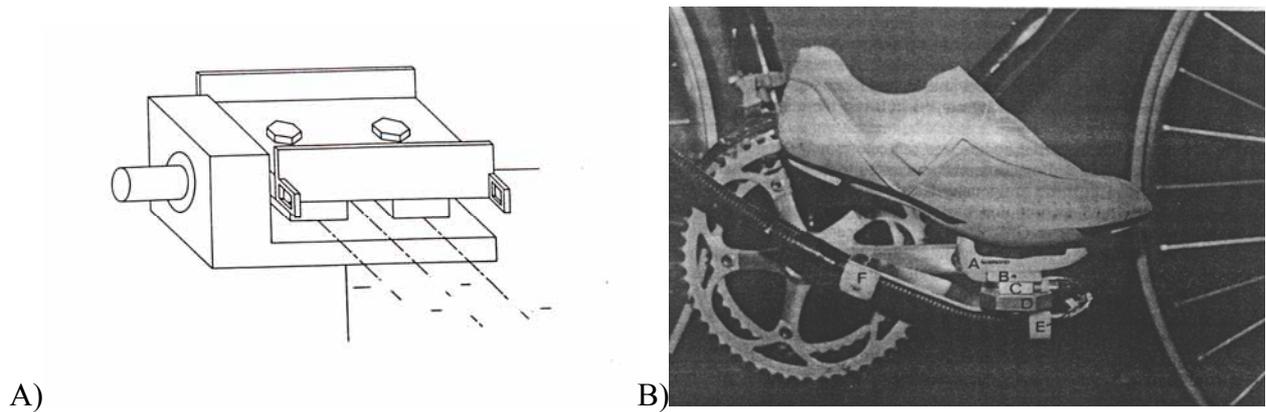
onde  $C_{ij}$  são os elementos da diagonal principal da matriz sensibilidade,  $V_{kl}$  = tensão de saída da ponte de Wheatstone onde  $k$  = sentido da força (H = horizontal e V = vertical) e  $l$  = local da célula ( $A, B, C$  e  $D$  = posição da célula no pedal), segundo Hull, 1981.

Davis & Hull, 1981, utilizando o pedal tridimensional descrito acima, publicaram alguns resultados gráficos de forças, momentos, torques e eficiência um experimento onde foram realizados estudos envolvendo: a) a relação da fadiga muscular entre três tipos de fixação do calçado e o pedal, a primeira utilizando somente o calçado flexível sobre o pedal, o segundo utilizando o calçado flexível com um acessório a *pedaleira* e o terceiro um calçado apropriado para o ciclismo, com sola mais rígida e com um acessório de encaixe junto com as pedaleiras, b) Cargas envolvidas, c) Efeito das cargas sobre a eficiência, d) posicionamento do pedal em relação a rotação sobre o eixo normal ( $\pm 5^\circ$ ) e a translação entre o eixo tangencial ao pedal ( $\pm 5$  mm) e d) Reavaliação após um processo de feedback.

### 3.2.4 PEDAIS TRIDIMENSIONAIS

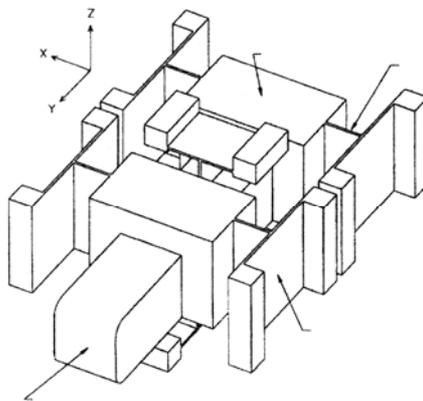
A literatura apresenta além do pedal de Hull & Davis, 1981, outros dois pedais tridimensionais, o desenvolvido por Broker & Gregor, 1990, e o de Boyd & Hull & Wooten, 1996.

O pedal descrito por Broker & Gregor, 1990, utiliza dois transdutores piezoelétricos multidirecionais adaptados no pedal para a medição das três forças e um momento. A célula de carga no pedal com sensores piezoelétricos oferecem uma alta resposta em frequência de que os modelos baseados em strain gauges e em células de cargas comerciais, e não necessitam corrigir o acoplamento.



**Figura 3.5** Desenho esquemático da representação do pedal (A) representação esquemática do pedal com dois sensores piezoelétricos triaxiais ,onde B = distância entre o cento do pedal e o centro do sensor (fonte: Wheeler,1992)

A célula de carga piezoelétrica utilizada para a medição de forças nos três eixos coordenados ( $F_x$ ,  $F_y$  e  $F_z$ ) e um momento ( $M_z$ ) com uma incerteza de 5% do fundo de escala. Broker utilizou dois transdutores piezoelétricos (Kistler, modelo 9251A) ilustrados na Figura 3.5A. São necessários no mínimo dois transdutores para determinar a distribuição de força e a magnitude dos momentos. O trabalho de Wheeler & Gregor & Broker, 1992, é resultado da adaptação deste pedal em um sistema de fixação pedal/sapatilha através de encaixe.



**Figura 3.6** Desenho esquemático da estrutura do pedal de Boyd & Hull & Wooten, 1996.

O trabalho de Boyd & Hull & Wooten, 1996, descreve um pedal tridimensional para a utilização no ciclismo. Utiliza um sistema de sete elementos de medição (SPE). Para a medição da componente normal são utilizados quatro *SPE*, para a componente lateral uma *SPE* e para tangencial duas *SPE*. Cada *SPE* é composta de dois *strain-gauges* tipo rosetas de 90°, montados em um circuito tipo ponte Wheatstone completa. A configuração da ponte torna apenas sensível

a uma direção do carregamento. A Figura 3.6 apresenta o desenho esquemático da estrutura do pedal de Boyd (1996).

### 3.2.5 OUTRAS APLICAÇÕES DE PLATAFORMAS

#### 3.2.5.1 HISTÓRICOS DE PLATAFORMA

A medição da força aplicada sobre a plataforma é determinada por uma maneira indireta através do deslocamento, deformação, variação de tensão, ou outro parâmetro é necessário à calibração através de forças conhecidas. Estas relações são desejáveis que fossem lineares.

Elftman em 1938 utilizou uma plataforma totalmente mecânica para a medição dos esforços verticais e horizontais, para a medição dos esforços verticais utilizou quatro molas lineares que suportavam a plataforma, devido à linearidade das molas, era possível calcular a força através da soma dos deslocamentos das molas, para a medição do deslocamento das molas era necessário fotografar o movimento com uma câmera de cinema de alta velocidade.

Cunningham e Brown (1952) desenvolveram uma plataforma baseada em *strain gauges* constituída de uma base de aço e quatro colunas e uma plataforma superior em alumínio, cada coluna possuía seis extensômetros e podia medir esforços nos três eixos.

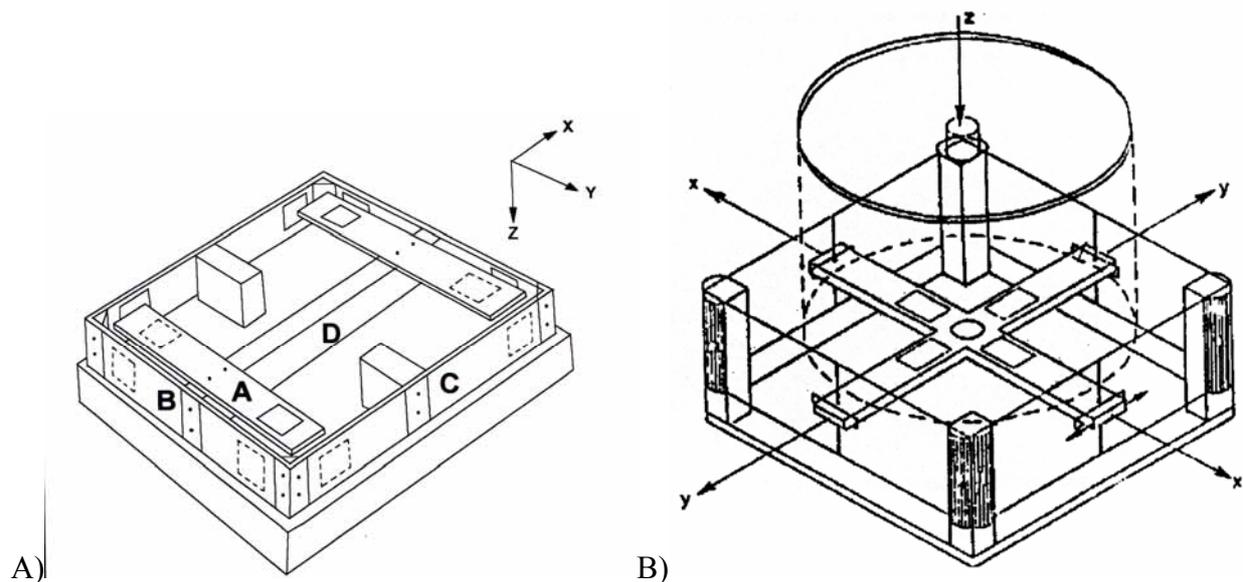
Ramey desenvolveu uma plataforma de força utilizando o conceito de tubos circulares instrumentados com *strain gauges*, fornecendo apenas respostas a cargas verticais e longitudinais.

Hull e Davis aplicaram um transdutor em forma octogonal que permitia a decomposição da força aplicada em nas componentes vertical e horizontal, utilizaram quatro destes transdutores, obtendo oito componentes, de força, quatro verticais, duas horizontais e duas laterais. Através da combinação numérica destas oito componentes obtêm-se as forças e momentos nas três direções.

Lywood construiu uma plataforma de força para pequenos animais e Roesler utilizando a mesma geometria acrescentou a medição dos três momentos em uma plataforma subaquática baseada na flexão de vigas.

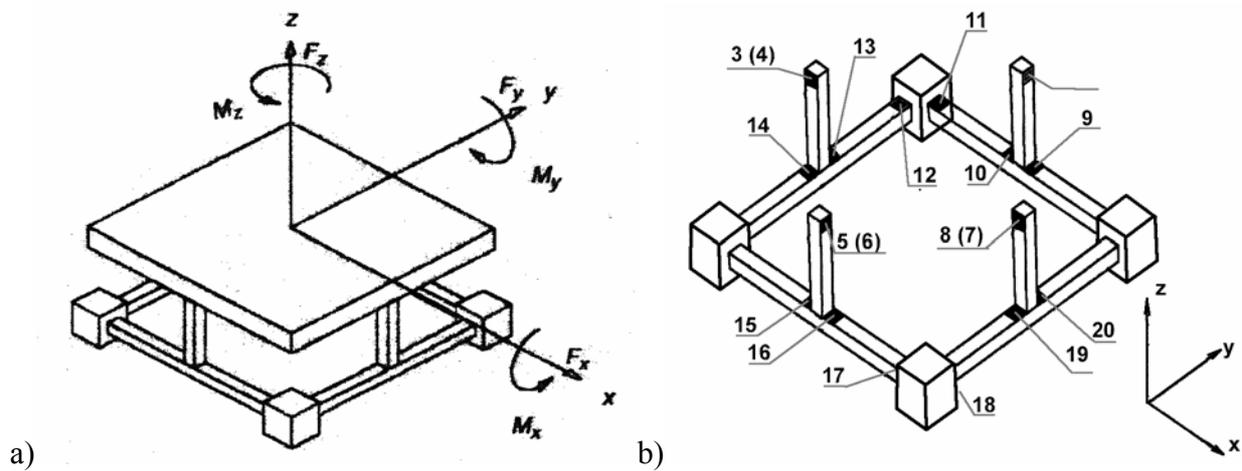
### 3.2.6 PLATAFORMAS TRIDIMENSIONAIS

Outras aplicações biomecânicas também utilizam plataformas de força baseada em *strain gauges*. (Roesler,1997), descreve um resumo de diversas geometrias de transdutores de força aplicando plataformas de força para a medição da marcha humana. Duas plataformas se destacam: a plataforma publicada por (Lywood & Adams, 1987) que desenvolveram uma plataforma de força para a medição das três componentes de força ( $F_x$ ,  $F_y$  e  $F_z$ ), ilustrada pela figura 2.4a, baseada na plataforma de Petersen, Figura 3.7A, que somente media a força vertical ( $F_y$ ), para utilização em estudos de controle da postura em pequenos animais e a plataforma de (Roesler, 1997), que adaptou a plataforma de Lywood para utilização subaquática com dimensões maiores, acrescentando a medição dos momentos ( $M_x$ ,  $M_y$  e  $M_z$ ).



**Figura 3.7** a) Plataforma de Petersen e b) Plataforma de Lywood, segundo Lywood, 1987.

As plataformas de força de pequenas dimensões são também utilizadas em sistemas de controle de robôs em células de montagem, pois posicionamento de dois corpos em uma montagem é um fator crítico, uma colisão ou emperramento pode ocorrer durante o processo. Para a montagem automatizada engenheiros têm concentrado pesquisas na implementação de funções de controle através da medição de força ou impedância. Controles de força/torque em robôs geralmente apresentam controles de malha fechada, e necessitam de sensores que detectem a força /torque. Os trabalhos de (Yabuki, 2002 e Liu & Tzo, 2002) ilustrados pela Figura 3.8, (Kim & kang & Rhee, 1999), desenvolveram sensores de força tridimensionais para utilização em robôs que muito se assemelham as plataformas de Petersen e Lywood.



**Figura 3.8** Plataformas de Liu & Tzo, 2002.

### 3.2.6.2 PROJETOS DE PLATAFORMAS

O projeto das plataformas de força baseado em strain gauge utilizam os circuitos tipo ponte de Wheatstone completa, para compensar a temperatura e evitar o acoplamento, devido a força aplicada estar desnivelada em relação ao local de aplicação da força. O acoplamento resultante é compensado através de uma matriz de acoplamento e relacionado com a força através de uma matriz de calibração. (Hull & Davis, 1981) apresentam sete procedimentos para a calibração da plataforma: 1) Obtenção dos valores de zero dos circuitos de ponte de Wheatstone de todas as componentes; 2) Cargas são aplicadas manualmente em cada ciclo de carregamento, (carregamento positivo, descarregamento positivo, carregamento negativo e descarregamento negativo); 3) Para cada tipo de carregamento as cargas aplicadas são gravados os dados de todas as pontes; 4) Quando os carregamentos são realizados os valores de zeros são subtraídos e os carregamentos aparentes são calculados; 5) Cargas aparentes e cargas aplicadas são graficadas e obtidas a regressão linear de dado carregamento aparente; 6) Coeficientes de calibração são armazenados e, uma matriz; 7) Após os seis tipos de carregamentos a matriz de calibração é obtida e sua inversa é a matriz de sensibilidade composta dos coeficientes diretos e acoplados.

## **CAPÍTULO 4**

### **PROJETO, CONFECÇÃO E CALIBRAÇÃO DA PLATAFORMA TRIDIMENSIONAL ADAPTADA NO PEDAL DE BICICLETA**

Este capítulo descreve as principais etapas desenvolvidas para a confecção da plataforma de força com a finalidade da medição das forças e momentos aplicados por ciclistas sobre o pedal de bicicleta. As etapas abordam inicialmente os requisitos básicos do projeto, a definição de uma geometria base e sua verificação teórica do funcionamento. Em uma segunda etapa ocorre o dimensionamento da plataforma, sua fabricação, sua montagem e sua calibração.

#### **4.1 REQUISITOS BÁSICOS DO PROJETO**

A plataforma de força tridimensional adaptada no pedal de bicicleta tem por finalidade de decompor a força aplicada pelo ciclista sobre o pedal ( $\vec{F}$ ) em três componentes de força ( $F_x$ ,  $F_y$  e  $F_z$ ) e seus respectivos momentos ( $M_x$ ,  $M_y$  e  $M_z$ ), orientadas por um sistema de coordenadas locais ( $x$ ,  $y$ ,  $z$ ). O projeto deve atender requisitos de desempenho como capacidade de carga, sensibilidade, frequência natural compatível com o tipo de medição, ser adaptável em bicicletas comuns, apresentar baixo acoplamento, baixo custo de fabricação e disponibilidade da instrumentação necessária.

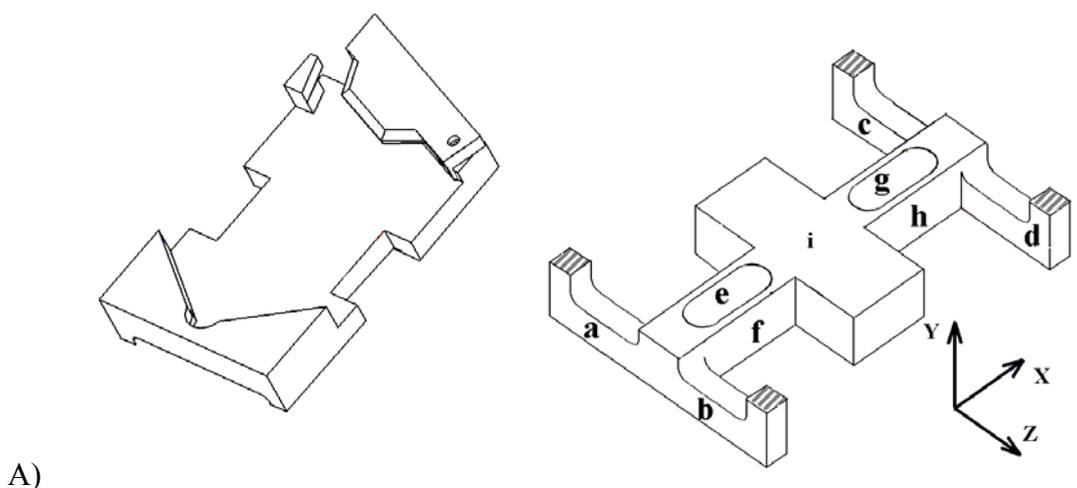
A escolha por sensores extensométricos colados na plataforma permite a medição de todas as seis componentes em um único transdutor, os sensores possuem um baixo custo, a instrumentação e o condicionamento dos sinais esta disponível e a redução de eventuais acoplamentos podem ser realizada através da aplicação uma matriz de sensibilidade. O projeto de transdutores extensométricos complexos deve apresentar um equilíbrio entre duas características inversamente proporcionais, a rigidez e a sensibilidade.

A capacidade de carga da plataforma foi estimada para que o ciclista desenvolvesse uma potência em torno de 400W, atingindo valores de força normal máxima ao pedal em torno de 600N e para a força tangencial e lateral 150N. Aplicando um fator de segurança dois resultam em uma carga máxima na direção Normal de 1200 N, e de 300 N na componente normal e tangencial.

## 4.2 PLATAFORMA BASE

As plataformas extensométricas são baseadas na combinação de deformações em direções preferenciais, diversas geometrias foram propostas e analisadas sob o aspecto de funcionamento, tipo de acoplamento, viabilidade de fabricação e possibilidade de adaptação ao pedal de bicicleta. A geometria inicial proposta foi denominada como *plataforma base* e seu princípio de funcionamento é baseado na flexão de vigas.

O sistema de medição de força da *plataforma base* apresenta dois conjuntos de vigas de medição, o conjunto central e o conjunto principal, cada um composto por quatro vigas, totalizando oito vigas. A Figura 4.1 ilustra a base superior e inferior da plataforma base. Lywood (1997) e Roesler (1997), já utilizaram anteriormente um sistema de vigas e flexão para plataformas triaxiais.

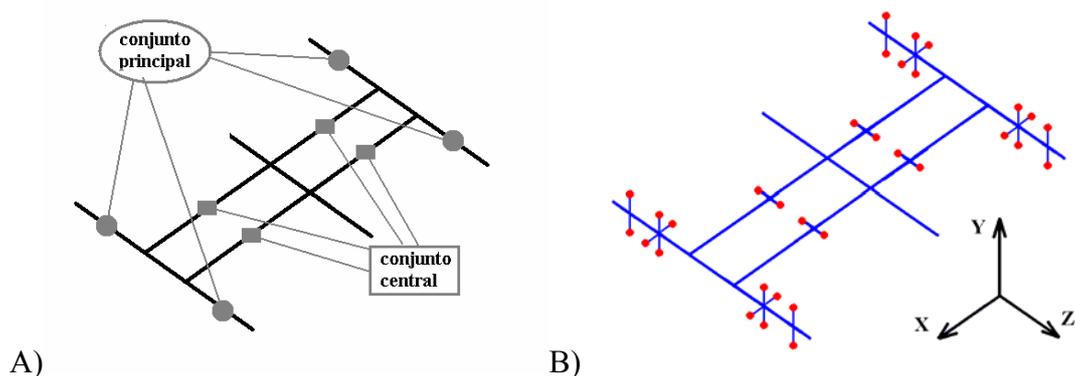


**Figura 4.1** Visualização das partes geométricas da base da plataforma. A) Base superior e B) base inferior onde os sistemas de medição e fixação. Suas vigas são identificadas pelos itens (a, b, c e b) correspondem às braços do sistema de medição em forma de H e as vigas identificadas pelos itens (e, f, g e h) correspondem às vigas centrais. O item i corresponde ao sistema de fixação ao eixo do pedal.

#### 4.2.2 DESCRIÇÃO DE FUNCIONAMENTO DA PLATAFORMA BASE

A carga aplicada na base superior da plataforma é transferida para as quatro vigas do conjunto principal e para as quatro vigas conjunto central, *Figura 4.2A*, através das colunas de ligação. A combinação do comportamento destes dois conjuntos de medição permite a obtenção de três componentes de força e dos respectivos momentos.

Devido à geometria e a orientação das vigas do sistema de medição quando a plataforma é sujeita a carregamentos os campos de deformações máximos aparecem em locais previamente conhecidos. Estas deformações são medidas nas direções preferenciais através de sensores do tipo *strain gauges* e montados em circuitos elétricos tipo *Ponte de Wheatstone* que através da combinação das deformações obtêm-se uma relação entre a força aplicada e os valores do desbalanço do circuito de cada componente. A *Figura 4.2B* descreve 32 posições de interesse para a colocação dos sensores extensométricos.



**Figura 4.2** A) Desenho ilustrativo identificando o dois conjuntos vigas de medição, o conjunto de medição principal formado pelas quatro vigas principais e o conjunto de medição central formado pelas quatro vigas centrais e em (B) A localização de regiões de interesse para a colocação dos sensores tipo strain gauges.

O posicionamento dos sensores nas vigas da plataforma esta relacionada com uma posição onde a deformação é possível à mensuração, consistem de regiões onde aparecem deformações máximas nas orientações desejadas. A escolha correta da posição onde serão colados os sensores e a posição dos sensores no circuito elétrico permitem a medição da componente de força, com a compensação de temperatura e a anulação dos acoplamentos mecânico e elétrico, constituindo uma etapa fundamental para a viabilidade do sistema de medição.

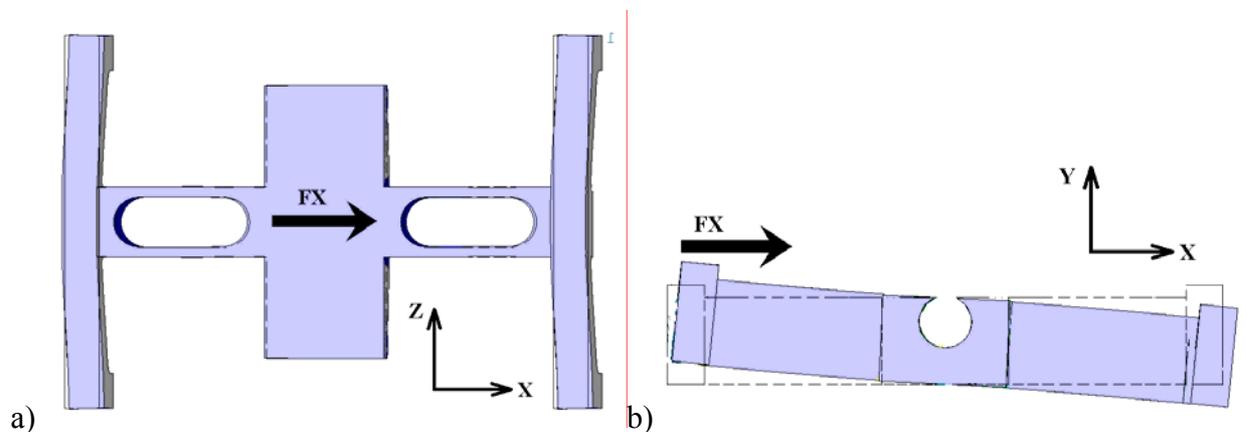
Foram definidos seis circuitos de desbalanço compostos de quatro sensores cada, totalizando 24 sensores nos dois conjuntos de medição. O conjunto de medição central é sensível a carregamento de  $Fz$  e  $My$  e o conjunto de medição principal é sensível aos carregamentos  $Fx$ ,  $Fy$ ,  $Mx$  e  $Mz$ .

#### 4.2.3 COMPORTAMENTOS DA PLATAFORMA SUBMETIDA A CARREGAMENTOS

O comportamento dos seis circuitos de desbalanço foi avaliado individualmente utilizando uma metodologia baseada na equação (21), que onde através do tipo de deformação de cada sensor é possível prever o desbalanço do circuito para cada carregamento. Cada sensor é identificado por sua deformação. A deformação é identificada como neutra (0) quando a deformação não ocorre no sentido da orientação do sensor, como positiva ( $+\varepsilon$ ) quando a deformação é de tração e negativa ( $-\varepsilon$ ) quando a deformação é de compressão. A combinação dos sensores define o desbalanço de saída, se o resultado for zero o sinal de saída é nulo, não apresenta acoplamento. Se o desbalanço for  $\pm 4\varepsilon$  representa um desbalanço máximo, caracteriza a montagem correta para a medição da componente.

##### 4.2.3.1 COMPORTAMENTO DA PLATAFORMA SUBMETIDA A UM CARREGAMENTO $Fx$

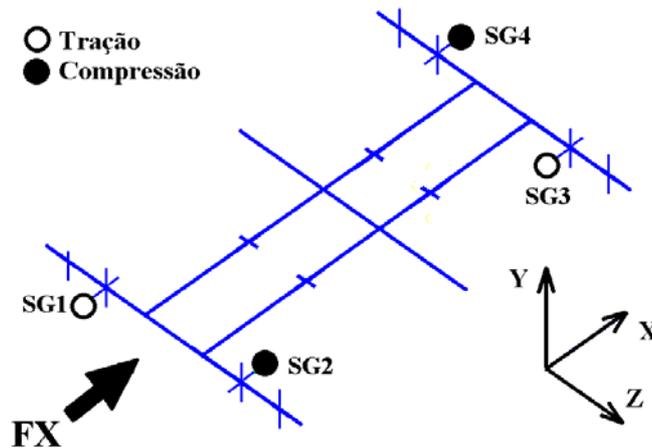
A aplicação de uma força sobre a base superior da plataforma na direção tangencial  $Fx$  deforma as quatro vigas do conjunto medição principal conforme a Figura 4.3 e gera um momento  $Mz$  acrescentando uma torção ao conjunto de medição principal e um deslocamento torção no conjunto de medição central.



**Figura 4.3** Deslocamento do sistema de medição da plataforma sob a influência da força  $F_X$ , A) no plano XZ e no plano XY.

O posicionamento dos quatro sensores responsáveis pela medição da componente tangencial  $F_x$  é ilustrados pela Figura 4.4. Quando submetidos a um carregamento tangencial na direção  $x$ , o circuito de desbalanceamento  $F_x$  apresenta um desbalanceamento máximo, dois sensores são submetidos à tração (SG1 e SG3) e dois a compressão (SG2 e SG4).

As respostas de todos os outros circuitos são observados pelo quadro da Tabela 4.1, onde observa-se que as deformação dos sensores dos responsáveis pela medição da componente normal ( $F_y$ ) e dos momentos  $M_z$  e  $M_x$  não ocorrem na direção preferencial e todos apresentam a mesma deformação resultando um comportamento neutro. Nos demais circuitos os sensores sofreram tração ou compressão e devido ao seu posicionamento no circuito de desbalanceamento não sofrem acoplamento do carregamento na direção  $x$ .



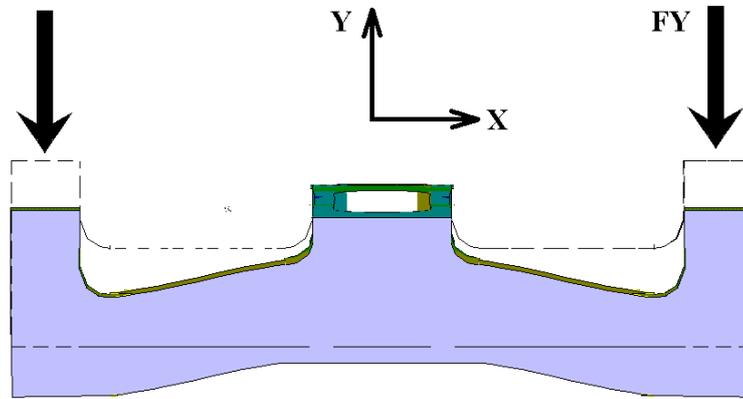
**Figura 4.4** Comportamento dos quatro sensores tipo strain gauges (tração ou compressão) sob ação de uma força aplicada na direção  $F_x$ .

**Tabela 4.1** Tabela de comportamento todos os sensores referentes aos seis circuitos de desbalanceamento e o resultado da amplificação para a componente  $F_x$ .

	F <sub>x</sub>					
	F <sub>x</sub>	F <sub>y</sub>	F <sub>z</sub>	M <sub>x</sub>	M <sub>y</sub>	M <sub>z</sub>
SG 1	+ε	0	-ε	0	-ε	0
SG 2	-ε	0	-ε	0	-ε	0
SG 3	+ε	0	+ε	0	+ε	0
SG 4	-ε	0	+ε	0	+ε	0
	4x	0	0	0	0	0

#### 4.2.3.2 COMPORTAMENTO DA PLATAFORMA SUBMETIDA A UM CARREGAMENTO $F_y$

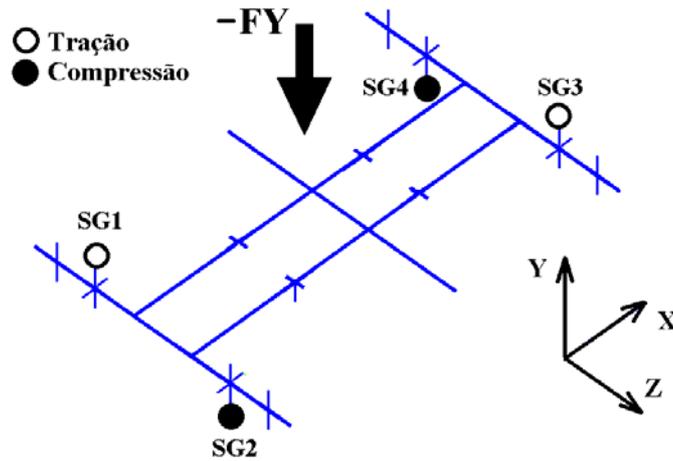
A aplicação de uma força sobre a base superior da plataforma na direção normal  $F_y$  deforma as quatro vigas do conjunto de medição principal conforme a Figura 4.5.



**Figura 4.5** Deslocamento do conjunto de medição principal quando submetido a um carregamento na direção normal  $F_y$  no plano  $ZY$ .

O posicionamento dos quatro sensores responsáveis pela medição da componente normal  $F_y$  é ilustrado pela Figura 4.6. Quando submetidos a um carregamento normal na direção  $y$ , o circuito de desbalanceamento  $F_y$  apresenta um desbalanceamento máximo, dois sensores são submetidos à tração e dois a compressão.

As respostas dos outros circuitos são observados pelo quadro da Tabela 4.2, onde observa-se que a deformação dos sensores responsáveis pela medição da componente tangencial ( $F_x$ ) e da força lateral ( $F_z$ ) não ocorre na direção preferencial onde todos apresentam a mesma deformação resultando um comportamento neutro. Nos demais circuitos os sensores sofreram tração ou compressão, mas devido ao seu posicionamento no circuito não ocorreu o desbalanceamento quando submetidos ao carregamento na direção normal ( $y$ ).



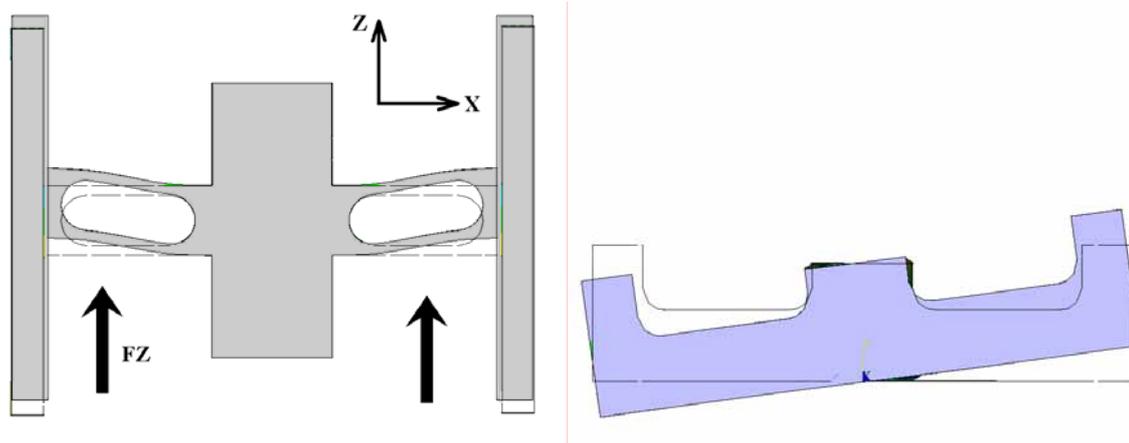
**Figura 4.6** Posicionamento e comportamento dos quatro sensores tipo *strain gauges* (tração ou compressão) sob ação de uma força aplicada na direção  $F_y$ .

**Tabela 4.2** Tabela de comportamento todos os sensores referentes aos seis circuitos de desbalanceamento e o resultado da amplificação para a componente  $F_y$

				<b>F<sub>y</sub></b>		
	<b>F<sub>x</sub></b>	<b>F<sub>y</sub></b>	<b>F<sub>z</sub></b>	<b>M<sub>x</sub></b>	<b>M<sub>y</sub></b>	<b>M<sub>z</sub></b>
<b>SG 1</b>	0	+ε	0	-ε	0	+ε
<b>SG 2</b>	0	+ε	0	-ε	0	+ε
<b>SG 3</b>	0	+ε	0	-ε	0	+ε
<b>SG 4</b>	0	+ε	0	-ε	0	+ε
	<b>0</b>	<b>4x</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>

#### 4.2.3.3 COMPORTAMENTO DA PLATAFORMA SUBMETIDA A UM CARREGAMENTO F<sub>Z</sub>

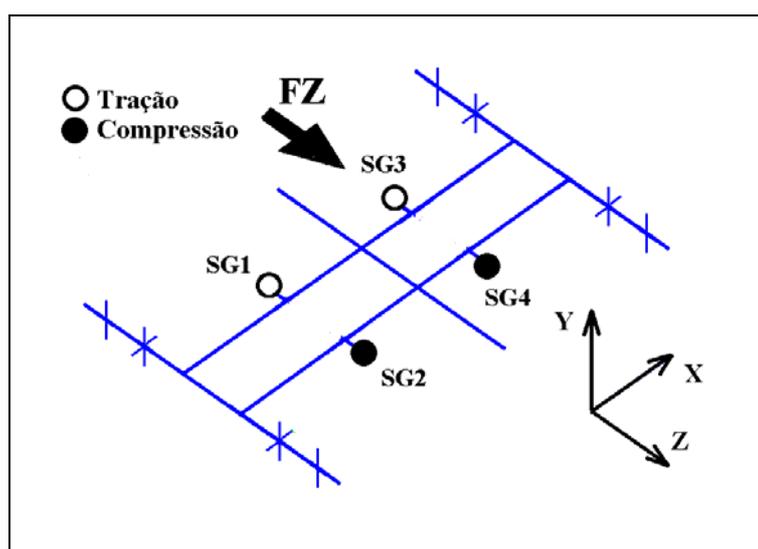
A aplicação de uma força sobre a base superior da plataforma na direção lateral  $F_z$ , deforma as quatro vigas do conjunto central conforme a Figura 4.7 e gera um momento  $M_x$ , acrescentando uma torção ao conjunto de medição principal e uma torção ao conjunto de medição principal.



**Figura 4.7** Deslocamento do sistema de medição da plataforma sob a influência da força  $F_z$ , no plano XZ.

O posicionamento dos quatro sensores responsáveis pela medição da componente lateral  $F_z$  é ilustrados pela Figura 4.8 Quando submetidos a um carregamento lateral na direção  $z$ , o circuito de desbalanceamento  $F_z$  apresenta um desbalanceamento máximo, dois sensores são submetidos à tração e dois a compressão.

A resposta dos outros circuitos é observado pelo quadro da Tabela 4.3 onde observa-se que as deformação de todos os sensores sofreram tração ou compressão e devido ao seu posicionamento no circuito de desbalanceamento não sofrem acoplamento do carregamento na direção  $z$ .



**Figura 4.8** Comportamento dos quatro sensores tipo *strain gauges* (tração ou compressão) sob ação de uma força aplicada na direção  $F_z$ .

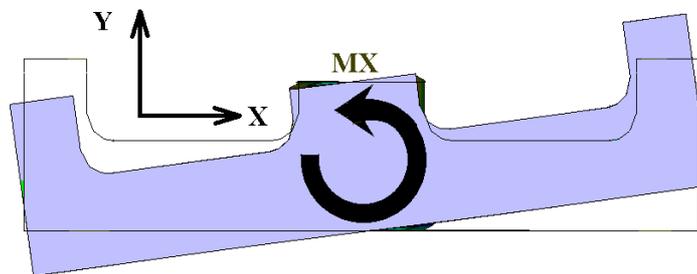
**Tabela 4.3** Tabela de comportamento todos os sensores referentes aos seis circuitos de desbalanceamento e o resultado da amplificação para a componente  $F_z$

					<b>Fz</b>	
	<b>Fx</b>	<b>Fy</b>	<b>Fz</b>	<b>Mx</b>	<b>My</b>	<b>Mz</b>
<b>SG 1</b>	-ε	-ε	+ε	-ε	+ε	-ε
<b>SG 2</b>	+ε	+ε	-ε	+ε	-ε	-ε
<b>SG 3</b>	+ε	+ε	+ε	-ε	-ε	+ε
<b>SG 4</b>	-ε	-ε	-ε	+ε	+ε	+ε
	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>4x</b>	<b>x</b>	<b>0</b>	<b>0</b>

O quadro da Figura 4.8 descreve que todos os sensores da plataforma sofrem deformações, o sistema acopla apenas quando submetido ao  $M_x$  e a amplificação do sinal é na componente  $F_y$  é máxima ( $4x$ ).

#### 4.2.3.4 COMPORTAMENTO DA PLATAFORMA SUBMETIDA A UM MOMENTO $M_x$

A aplicação de um momento sobre a base superior da plataforma ao longo do eixo tangencia  $x$ , deforma as quatro vigas do conjunto principal conforme a Figura 4.9.

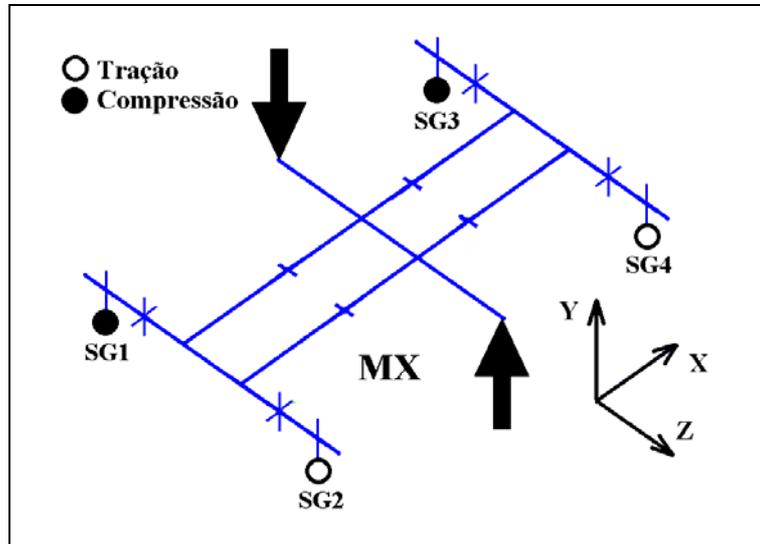


**Figura 4.9** Deslocamento do sistema de medição da plataforma sob a influência da força  $M_x$  no plano  $ZY$ .

O posicionamento dos quatro sensores responsáveis pela medição da componente momento tangencia  $M_x$  é ilustrados pela Figura 4.10. Quando submetidos a um momento frontal  $M_x$ , o circuito de desbalanceamento  $M_x$  apresenta um desbalanceamento máximo, dois sensores são submetidos à tração e dois a compressão.

As respostas dos outros circuitos são observados pelo quadro da Tabela 4.4 onde observa-se que as deformação dos sensores dos responsáveis pela medição da força tangencial ( $F_x$ ) e da força lateral ( $F_z$ ) não ocorre na direção preferencial e todos apresentam a mesma deformação resultando um comportamento neutro. Nas demais circuitos os sensores sofreram

tração ou compressão e devido ao seu posicionamento no circuito de desbalanço não sofrem acoplamento quando submetidos ao carregamento do momento  $M_x$ .



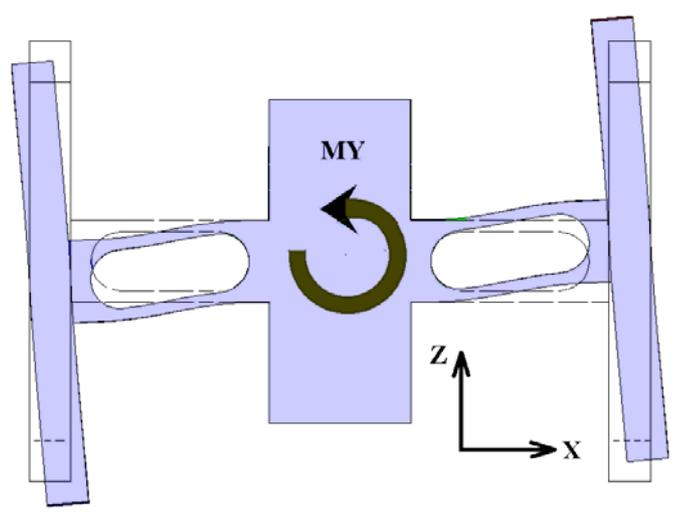
**Figura 4.10 a)** Comportamento dos quatro sensores tipo *strain gauges* (tração ou compressão) sob ação de uma força aplicada na direção  $M_x$ .

**Tabela 4.4** Tabela de comportamento todos os sensores referentes aos seis circuitos de desbalanceamento e o resultado da amplificação para a componente  $M_x$

				<b><math>M_x</math></b>		
	<b><math>F_x</math></b>	<b><math>F_y</math></b>	<b><math>F_z</math></b>	<b><math>M_x</math></b>	<b><math>M_y</math></b>	<b><math>M_z</math></b>
<b>SG 1</b>	0	$+\epsilon$	0	$-\epsilon$	0	$+\epsilon$
<b>SG 2</b>	0	$+\epsilon$	0	$+\epsilon$	0	$+\epsilon$
<b>SG 3</b>	0	$-\epsilon$	0	$-\epsilon$	0	$-\epsilon$
<b>SG 4</b>	0	$-\epsilon$	0	$+\epsilon$	0	$-\epsilon$
	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b><math>4x</math></b>	<b>0</b>	<b>0</b>

#### 4.2.3.5 COMPORTAMENTO DA PLATAFORMA SUBMETIDA A UM MOMENTO $M_y$

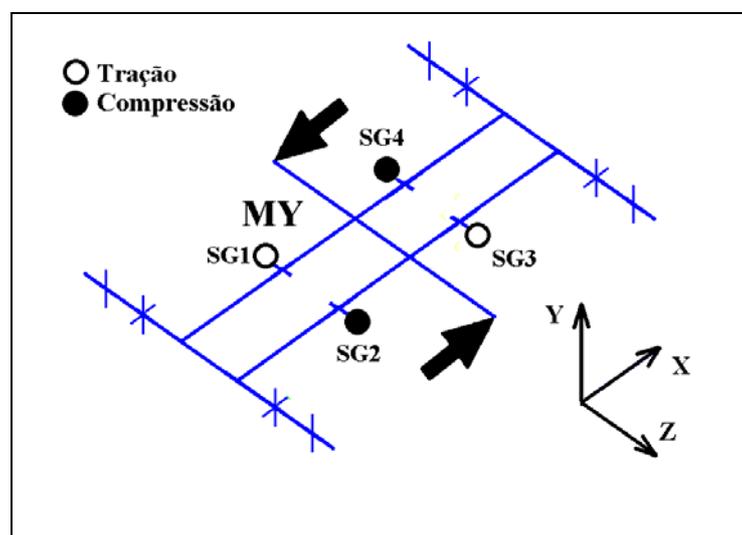
A aplicação de um momento sobre a base superior da plataforma ao longo do eixo normal y, deforma as quatro vigas do conjunto principal conforme a Figura 4.11.



**Figura 4.11** Deslocamento do sistema de medição da plataforma sob a influência da força  $M_y$  no plano XZ.

O posicionamento dos quatro sensores responsáveis pela medição da momento normal  $M_y$  é ilustrados pela Figura 4.12. Quando submetidos a um momento normal  $M_y$ . Dois sensores são submetidos à tração e dois a compressão e o desbalanceamento são máximos.

As respostas dos outros circuitos são observados pelo quadro da Tabela 4.5 onde observa-se que as deformação dos sensores dos responsáveis pela medição da força vertical ( $F_y$ ), momento tangencia  $M_x$  e momento lateral ( $M_z$ ) não ocorre na direção preferencial e todos apresentam a mesma deformação resultando um comportamento neutro. Nas demais circuitos os sensores sofreram tração ou compressão e devido ao seu posicionamento no circuito de desbalanceo não sofrem acoplamento do momento  $M_y$ .



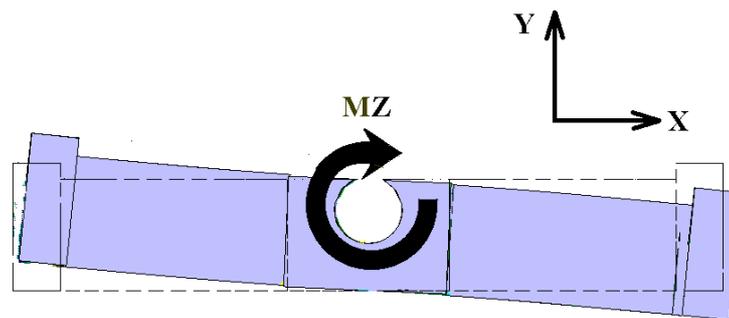
**Figura 4.12 a)** Comportamento dos quatro sensores tipo strain gauges (tração ou compressão) sob ação de uma força aplicada na direção  $M_y$ .

**Tabela 4.5** Tabela de comportamento todos os sensores referentes aos seis circuitos de desbalanceamento e o resultado da amplificação para a componente  $M_x$

				<b>My</b>		
	<b>Fx</b>	<b>Fy</b>	<b>Fz</b>	<b>Mx</b>	<b>My</b>	<b>Mz</b>
<b>SG 1</b>	$-\varepsilon$	0	$+\varepsilon$	0	$+\varepsilon$	0
<b>SG 2</b>	$-\varepsilon$	0	$-\varepsilon$	0	$-\varepsilon$	0
<b>SG 3</b>	$+\varepsilon$	0	$-\varepsilon$	0	$+\varepsilon$	0
<b>SG 4</b>	$+\varepsilon$	0	$+\varepsilon$	0	$-\varepsilon$	0
	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>4x</b>	<b>0</b>

#### 4.2.3.6 COMPORTAMENTO DA PLATAFORMA SUBMETIDA A UM MOMENTO MZ

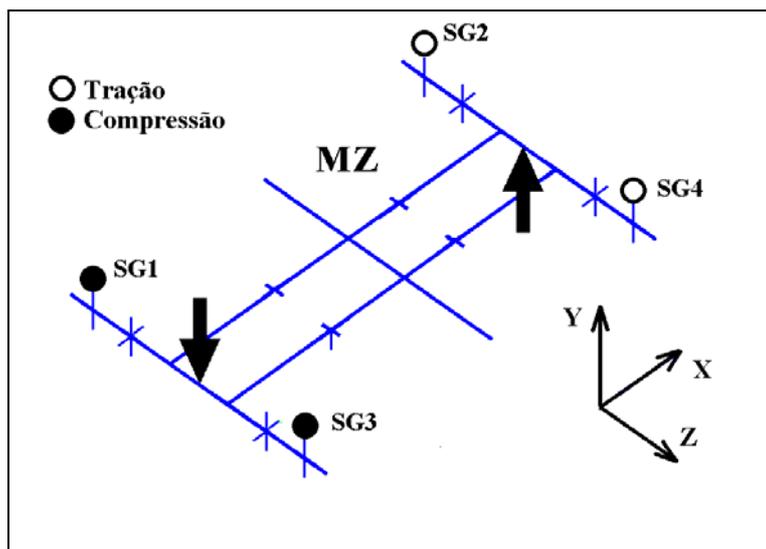
A aplicação de um momento sobre a base superior da plataforma ao longo do eixo lateral z, deforma as quatro vigas do conjunto principal conforme a Figura 4.13.



**Figura 4.13** Deslocamento do sistema de medição da plataforma sob a influência de um momento  $M_z$ .

O posicionamento dos quatro sensores responsáveis pela medição da momento normal  $M_y$  é ilustrados pela Figura 4.14. Quando submetidos a um momento frontal  $M_y$ . Dois sensores são submetidos à tração e dois a compressão e o desbalanceamento são máximos.

As respostas dos outros circuitos são observados pelo quadro da Tabela 4.6, onde observa-se que as deformação dos sensores dos responsáveis pela medição da força tangencial ( $F_x$ ), força lateral ( $F_z$ ) e momento frontal  $M_x$  não ocorre na direção preferencial e todos apresentam a mesma deformação resultando um comportamento neutro. Nas demais circuitos os sensores sofreram tração ou compressão e devido ao seu posicionamento no circuito de desbalanço não sofrem acoplamento do momento  $M_y$ .



**Figura 4.14** a) Comportamento dos quatro sensores tipo *strain gauges* (tração ou compressão) sob ação de uma força aplicada na direção  $M_z$ . b) Disposição do posicionamento dos sensores de deformação na ponte de Wheatstone e c) Tabela de comportamento das seis pontes da plataforma.

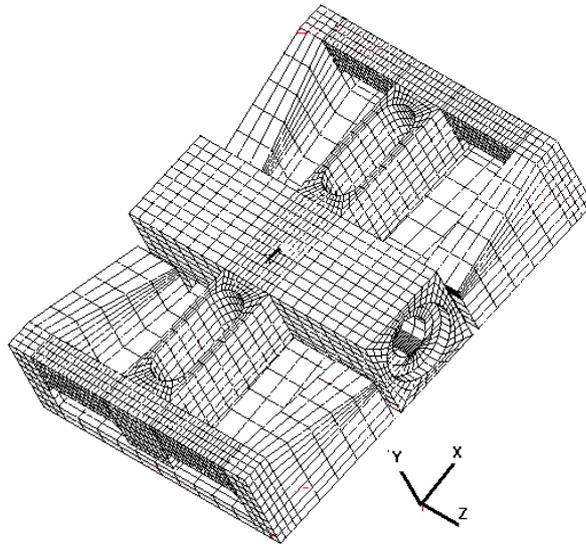
**Tabela 4.6** Tabela de comportamento todos os sensores referentes aos seis circuitos de desbalanceamento e o resultado da amplificação para a componente  $M_z$

					<b>Mz</b>	
	<b>Fx</b>	<b>Fy</b>	<b>Fz</b>	<b>Mx</b>	<b>My</b>	<b>Mz</b>
<b>SG 1</b>	0	$+\epsilon$	0	$-\epsilon$	0	$+\epsilon$
<b>SG 2</b>	0	$-\epsilon$	0	$-\epsilon$	0	$-\epsilon$
<b>SG 3</b>	0	$-\epsilon$	0	$+\epsilon$	0	$+\epsilon$
<b>SG 4</b>	0	$+\epsilon$	0	$+\epsilon$	0	$-\epsilon$
	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>4x</b>

#### 4.2.4 SIMULAÇÃO NUMÉRICA DA PLATAFORMA BASE

A plataforma base após a verificação do comportamento do seu funcionamento foi submetida a uma simulação numérica utilizando o método de elementos finitos (MEF) com a finalidade de verificar numericamente os acoplamentos e sua anulação utilizando uma matriz de sensibilidade, quando submetido a carregamentos  $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ ,  $M_y$  e  $M_x$ , não avaliando o  $M_z$ .

A plataforma base foi representada por um modelo tridimensional composto por uma malha de 8792 elementos hexaédricos de quatro nós, a Figura 4.15 ilustra a discretização da malha. O software utilizado foi o ANSYS 5.0<sup>®</sup>.

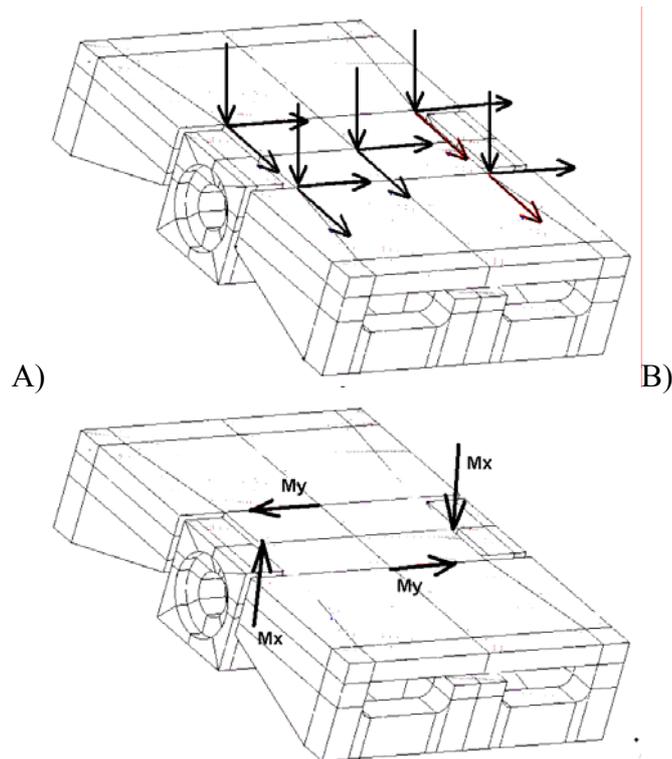


**Figura 4.15** Modelo de MEF do primeiro modelo de plataforma.

No total foram identificadas 32 regiões no modelo que apresentam um campo de deformação adequado para a colagem dos sensores, cada região foi identificada por um nó na malha do modelo.

A simulação de uma calibração estática aplicada no modelo de MEF relaciona os carregamentos aplicados sobre a plataforma com as combinações de quatro deformações referentes em cada componente a ser medida, permitindo observar o acoplamento através da obtenção dos valores numéricos do desbalanceamento e a obtenção de uma matriz de calibração e outra de sensibilidade.

Os três carregamentos de força  $F_x$ ,  $F_y$  e  $F_z$  foram aplicados em cinco nós do modelo de MEF ilustrado pela Figura 4.16A, e os momentos  $M_y$  e  $M_z$  foram aplicado em dois nós conforme ilustrado pela Figura 4.16B. Para os vínculos foram utilizados a base inferior onde se localizam os rolamentos.



**Figura 4.16** a) Força frontal FX. b) Força vertical FZa) Momento MX

A resposta obtida pelo modelo devido à aplicação dos carregamentos consiste na deformação em apenas uma direção para cada nó selecionado. A direção da deformação de cada nó representa a orientação do sensor extensométrico é combinada para ocorrer o desbalanceamento do circuito de cada componente medida, obtendo a simulação do comportamento do circuito ponte de Wheatstone. Através das simulações das pontes e o conhecimento das cargas aplicadas é possível observar graficamente o a presença do acoplamento e montar uma matriz de sensibilidade, com a finalidade de neutralizar o acoplamento e uma a matriz de calibração, que tem a finalidade de relacionar o sinal de saída com a carga aplicada.

A deformação resultante do conjunto de vigas pode ser escrita como a combinação das deformações e é proporcional ao desbalanceamento da ponte.

#### **4.2.5 RESULTADOS DA MATRIZ DE CALIBRAÇÃO E ACOPLAMENTO DA PLATAFORMA BASE**

Os resultados das simulações numéricas permitem calcular a matriz de sensibilidade e a matriz de calibração da plataforma. A matriz de calibração relaciona os valores do desbalanceamento ( $\mu\text{m}/\text{m}$ ) com as cargas aplicadas que são as forças (N) e momentos (N.m). A

matriz de sensibilidade identifica o acoplamento entre os carregamentos e os sistemas de medições dos carregamentos.

A equação (24) descreve a combinação das matrizes de desbalanço das pontes  $[V]$ , matriz de sensibilidade  $[S]$  e a matriz de calibração  $[C]$  para a obtenção das forças e momentos  $[F]$  e a equação (25) as componentes de força a serem obtidas.

$$[F] = [V] * [S] * [C] \quad (24)$$

$$[F] = \begin{bmatrix} F_X \\ F_Y \\ F_Z \\ M_X \\ M_Y \end{bmatrix} \quad (25)$$

A matriz abaixo representa a matriz de calibração, equação (26), e a matriz de sensibilidade, equação(27).

A matriz de calibração, equação (26), foi obtida pelos coeficientes angulares da relação linear entre o desbalanço provocado pelas deformações e sua respectiva carga. E a matriz sensibilidade , equação (27), corresponde ao coeficiente angular para a anulação do acoplamento

$$[C] = \begin{bmatrix} -6819.5 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 8509.7 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 475.7 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -5183.7 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -4407.2 \end{bmatrix} \quad (26)$$

$$[S] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0.0970 & 0 \\ 0 & 0 & -0.0370 & 1 & 0 \\ -0.0278 & -0.0154 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (27)$$

onde  $[S]$  é a matriz sensibilidade,  $[C]$  a matriz calibração. A unidades dos elementos da matriz de calibração é de  $\mu\text{m}/\text{m}/\text{N}$  para as componentes de força ( $n=1..3, C_{(i,i)}$ ) e  $(\mu\text{m}/\text{m}) / (\text{Nm})$  para as componentes de momento ( $n=4..5, C_{(n,n)}$ ).

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \\ M_x \\ M_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} V_{F_x} \\ V_{F_y} \\ V_{F_z} \\ V_{M_x} \\ V_{M_y} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0.0970 & 0 \\ 0 & 0 & -0.0370 & 1 & 0 \\ -0.0278 & -0.0154 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} -6819.5 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 8509.7 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 475.7 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -5183.7 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -4407.2 \end{bmatrix} \quad (28)$$

onde  $[F]$  são as forças calculadas,  $[V]$  é o desbalanço das pontes,  $[S]$  é a matriz sensibilidade,  $[C]$  a matriz calibração e  $[SC]$  a combinação da matriz sensibilidade com a matriz calibração.

Os acoplamentos entre as componentes de força ocorrem devido as limitações geométricas da plataforma em relação ao posicionamento das cargas e dos sensores.

A aplicação da matriz de sensibilidade e a matriz de calibração nos dados numéricos permitiu a anulação completa do acoplamento.

A frequência natural numérica do modelo base ficou em de 513 Hz descrevendo um modo de vibração ao longo do eixo  $x$  correspondendo ao mesmo comportamento da aplicação do momento  $M_x$ .

Baseado nesta simulação, conclui-se que o posicionamento dos sensores permitia o desacoplamento através das matrizes de sensibilidade e de calibração viabilizando a da continuidade do desenvolvimento do trabalho.

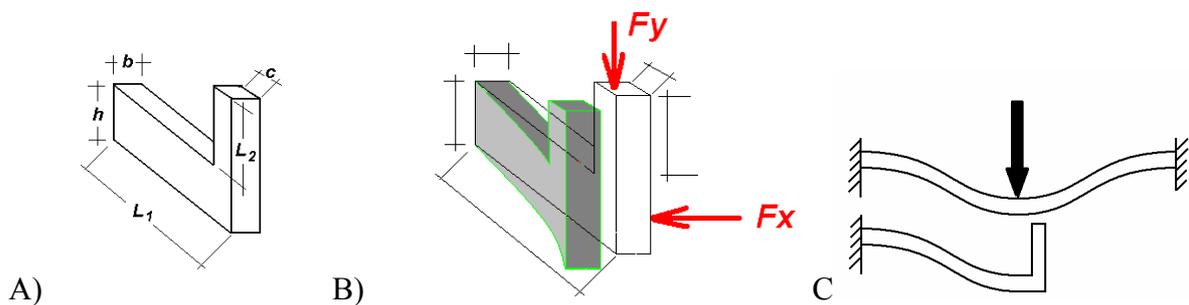
### 4.3 DIMENSIONAMENTO FINAL DA PLATAFORMA

O dimensionamento final da plataforma tem a finalidade de otimizar a geometria dos dois conjuntos de medição da plataforma base, para suportar a capacidade do carregamento e ser sensível para sua mensuração. A geometria básica do elemento sensível é a viga. Ela possui três dimensões a altura, largura e o comprimento, sua utilização como elemento de medição extensométrica em duas direções requer o dimensionamento simultâneo para os dois carregamentos.

O modelo analítico utilizado para seu dimensionamento apresenta restrições nas duas extremidades devido à rigidez das mesmas, seu comportamento é de uma viga biengastada deslocada, os momentos na viga variam de momentos positivos para negativos, os valores dos máximos dos momentos são metade dos valores do caso de flexão pura, ocorrendo tração e

compressão na viga quando sujeita a um carregamento vertical. A secção da coluna influencia no comportamento restringindo o giro na extremidade da viga.

A obtenção de um modelo analítico baseado em vigas que represente o comportamento desta estrutura permite modelar a plataforma de uma maneira simplificada. Dois modelos devem ser abordados simultaneamente, pois apresenta as mesmas secções transversais, o primeiro quando for submetido à força horizontal e o segundo quando for submetido a carregamentos normais.



**Figura 4.17** Ilustração da viga a ser dimensionada, onde  $L1$  = comprimento da viga,  $b$  = largura da viga,  $h$  = altura da viga,  $c$  = espessura da coluna,  $L2$  = altura da coluna e em B) o tipo de solicitação que será submetida  $Fy$  vertical e  $Fx$  horizontal. C) visualização geral do modelo.

A aplicação de uma força horizontal  $Fx$  na base superior da plataforma é transmitida para as quatro vigas do sistema principal através das colunas de ligação. As forças e momentos do modelo foram simplificadas desconsiderando a flexão podem se descritas pelas equações equação (29) e equação (30). sendo também utilizadas para o dimensionamento das quatro vigas do sistema central de medição.

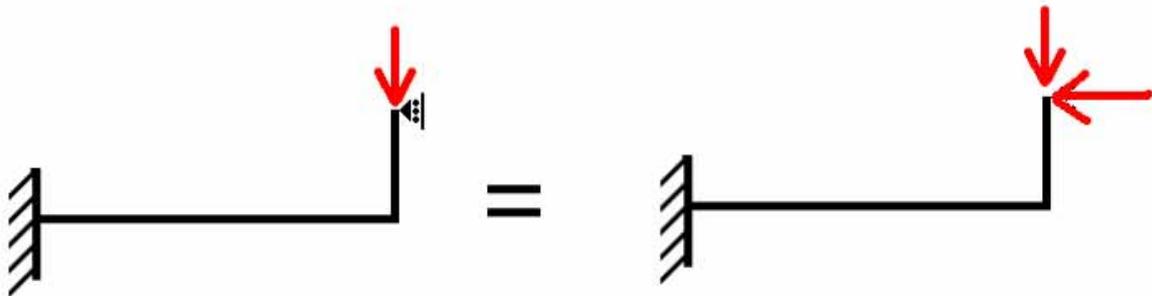
$$M_A = -\frac{6EI}{L^2} \Delta \quad (29)$$

$$F_A = -\frac{12EI}{L^3} \Delta \quad (30)$$

$$\varepsilon_x = 3 \frac{F_x L_1}{hb^2} \quad (31)$$

A aplicação de uma força vertical  $Fy$  na base superior da plataforma é utilizado um modelo analítico composto de duas vigas, uma horizontal, chamada de viga e outra vertical chamada de coluna, Figura 4.17B, a viga tem, uma extremidade engastada e a outra apresenta

restrição ao deslocamento horizontal e o giro. Utilizando o método da superposição de efeitos pode-se separar em dois casos, independentes e depois combiná-los novamente. Obtendo o momento máximo do modelo, Figura 4.27, Figura 4.18 e Figura 4.19.



**Figura 4.18** Ilustração dos dois modelos utilizado, substituindo uma restrição por uma força.

Para o cálculo dos momentos e deformações através do método da superposição pode-se substituir a restrição por uma força, que é calculada em função do ângulo de flexão da viga 1, obtido a través da equação (32).

$$\theta_B = \frac{FL_1^2}{2EI_1} \quad (32)$$

O momento ao longo da viga 1 é dado por:

$$M_x = F(L_1 - x) \quad (33)$$

O momento na extremidade é dado por:

$$M_A = FL_1 \quad (34)$$

A flecha máxima é dada por:

$$\delta y = \frac{FL_1^3}{3EI_1} \quad (35)$$

O momento de inércia é dado por

$$I_1 = \frac{bh^3}{12} \quad (36)$$

Partindo dos dados anteriores obtemos o deslocamento em  $\delta x$  e a força necessária para que se anule este deslocamento

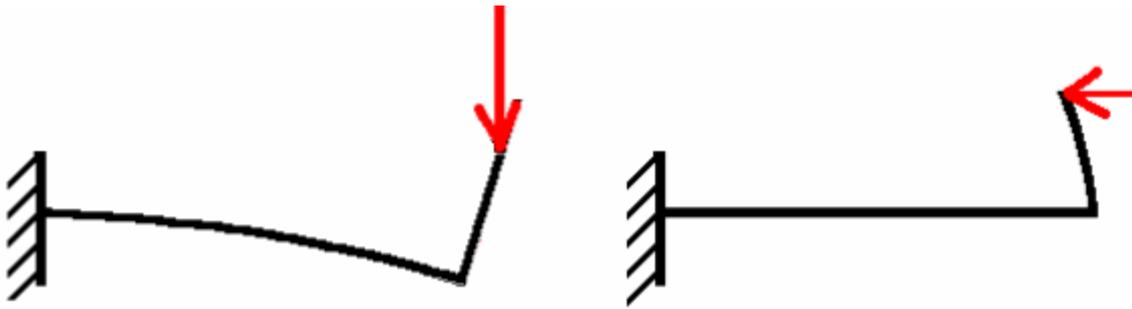
$$\delta x = \sin(\theta)L_2 \quad (37)$$

$$\sin(\theta) = \theta \quad (38)$$

$$\delta x = \theta L_2 \quad (39)$$

$$F_{\text{apoio}} = \frac{\delta_x 3EI_2}{L_2^3} \quad (40)$$

$$I_2 = \frac{bc^3}{12} \quad (41)$$



**Figura 4.19** Desenho ilustrativo dos deslocamentos provocados pelas forças quando o modelo é submetido a forças verticais e horizontais

O momento ao longo da viga é descrito por

$$M_x = F_Y(L_1 - x) - F_{\text{apoio}}L_2 \quad (42)$$

O momento no ponto A é descrito por

$$M_A = F_Y L_1 - F_{\text{apoio}} L_2 \quad (43)$$

$$M_A = F_Y L_1 - \frac{\frac{F_Y L_1}{2EI_1} L_2 3EI_2 L_2}{L_2^3} \quad (44)$$

$$M_A = F_Y L_1 - \frac{\frac{F_Y L_1}{2EI_1} L_2 3EI_2 L_2}{L_2^3} \quad (45)$$

$$M_A = F_Y L_1 - \frac{3F_Y L_1^2 c^3}{2h^3 L_2} \quad (46)$$

$$\varepsilon_A = 6 \frac{F_Y L_1}{Ebh^2} \left(1 - \frac{3L_1 c^3}{2h^3 L_2}\right) \quad (47)$$

Combinando dois modelos, flexão pura para a aplicação da força tangencial  $F_x$  e o modelo com restrição ao deslocamento para a aplicação da força normal  $F_z$  podemos descrever as deformações em função das forças e geometrias.

$$\varepsilon_y = \frac{6F_Y L_1}{Ebh^2} \left(1 - \frac{3c^3}{2h^3 L_2}\right) \quad (48)$$

$$\varepsilon_x = 3 \frac{F_x L_1}{Ehb^2} \quad (49)$$

Isolando as equações em função de da variável geométrica  $b$

$$\begin{aligned} \alpha &= \frac{\varepsilon_y}{\varepsilon_x} \\ \alpha &= \frac{6F_Y L_1 Ehb^2}{6F_X L_1 Ehb^2} \left(1 - \frac{3L_1 c^3}{2h^3 L_2}\right) \\ \alpha &= \frac{F_y b}{F_x h} \left(1 - \frac{3L_1 c^3}{2h^3 L_2}\right) \\ \beta &= \frac{F_y}{F_x} \\ \alpha &= \frac{\beta b}{h} \left(1 - \frac{3L_1 c^3}{2h^3 L_2}\right) \\ b &= \frac{\alpha}{\beta} \left(\frac{2h^4 L_2}{2h^3 L_2 - 3L_1 c^3}\right) \end{aligned} \quad (50)$$

O tamanho do pedal apresentava limitações geométricas de 106 x 95 mm e limitaram os comprimentos das vigas e colunas  $L1$  e  $L2$ . Assumindo o valor da coluna de 5 mm a razão entre  $b$  e  $h$  ficou de  $\frac{3}{4}$ . Utilizando valores de máxima deformação de  $\varepsilon_y = 2000 \times 10^{-6}$  e

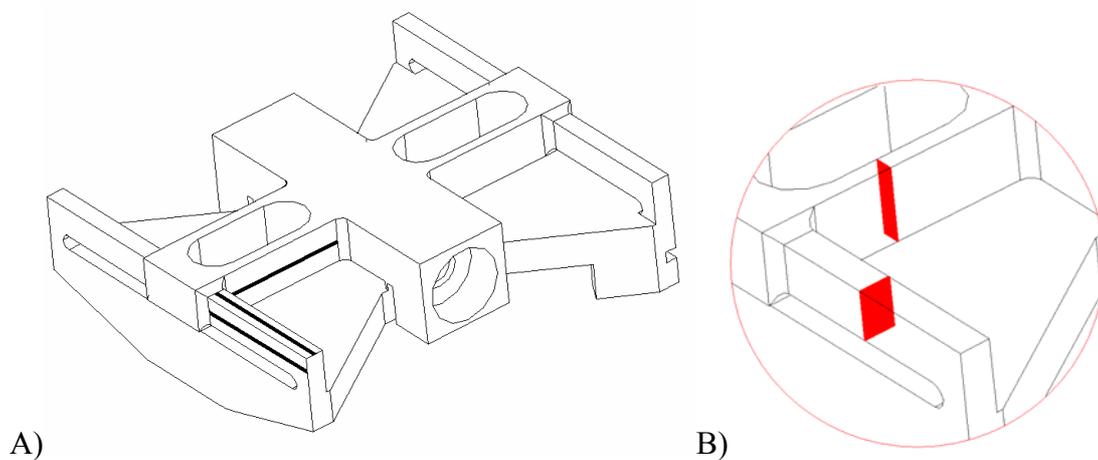
$\varepsilon_x = 2000 \times 10^{-6}$  para as forças máximas utilizando uma liga de alumínio 6351-T6 com módulo de elasticidade de  $0,69 \times 10^{11}$  N/m<sup>2</sup>. calculou-se o valor de h e de b. A viga central foi dimensionada ajustando para a maior altura possível combinada com a espessura. O resultado do dimensionamento inicial é apresentado na Tabela 4.7.

**Tabela 4.7** Dimensões das seções da viga central e da viga principal

<i>Componente</i>	<i>Dimensões (mm)</i>
Viga central	6 x 8
Viga principal	3 x 12

#### 4.3.2 ANALISE DE SENSIBILIDADE

Com a finalidade otimizar a geometria da plataforma, um novo modelo paramétrico foi desenvolvido e simulado utilizando o MEF. Foram analisadas deformações ao longo dos comprimentos da viga central e da viga principal (Figura 4.20A) com a finalidade de dimensionar as seções das vigas principal e central (Figura 4.20B)



**Figura 4.20** Localização das linhas de deformações preferenciais e as seções da viga central e principal.

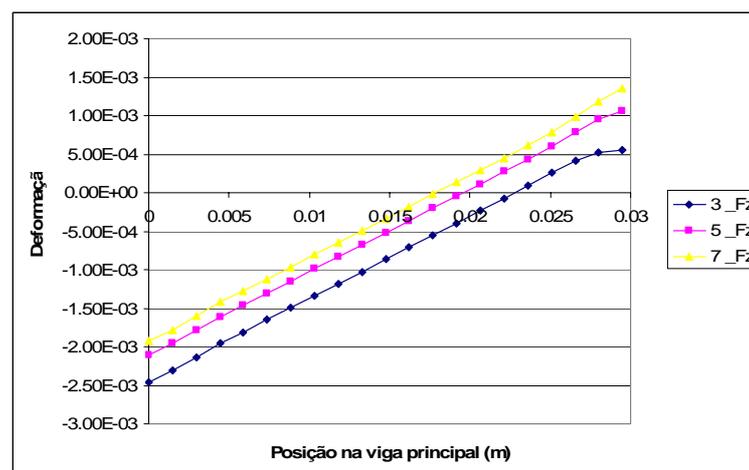
Quatro casos foram avaliados sequencialmente, em cada caso uma variável foi modificada. A avaliação no final de cada caso define a geometria utilizada para o próximo caso. A Tabela 4.8 descreve os quatro casos, as variáveis e suas variações e as variáveis modificadas são a secção da coluna, da viga principal, da viga central e do comprimento do vão.

**Tabela 4.8** Tabela das combinações simuladas.

	<i>Coluna</i>	<i>Principal</i>	<i>Central</i>	<i>Vão</i>
Caso 1	4 <u>5</u> 6	4 x 8	3 x 12	40
Caso 2	5	6 x 4    7 x 4    8 x 4 6 x 4.5   7 x 4.5   8 x 4.5 6 x 5    7 x 5    8 x 5	3 x 12	40
Caso 3	5	8 x 5	16 x 3    14 x 3    13 x 3 16 x 3.5   14 x 3.5   13 x 3.5 16 x 4    14 x 4    13 x 4 16 x 4.5   14 x 4.5   13 x 4.5	40
Caso 4	5	8 x 5	3 x 13	<u>40</u> 30 20 10

Os resultado das simulações são apresentados na forma de gráficos das deformações nas mesmas direções dos sensores extensométricos, servindo de referencia para a escolha das secções da coluna, viga principal, viga central e vão em função dos valores de deformações, comportamento e posicionamento das deformações.

O primeiro caso analisa a influência a largura da coluna de ligação (c) entre a viga e a base superior da plataforma. Três dimensões para a largura da coluna de ligação foram simuladas (3, 5 e 7 mm), utilizando carregamento vertical máximo obtiveram os resultados de deformações ao longo linha central da área superior da viga principal apresentados na figura 4.27.

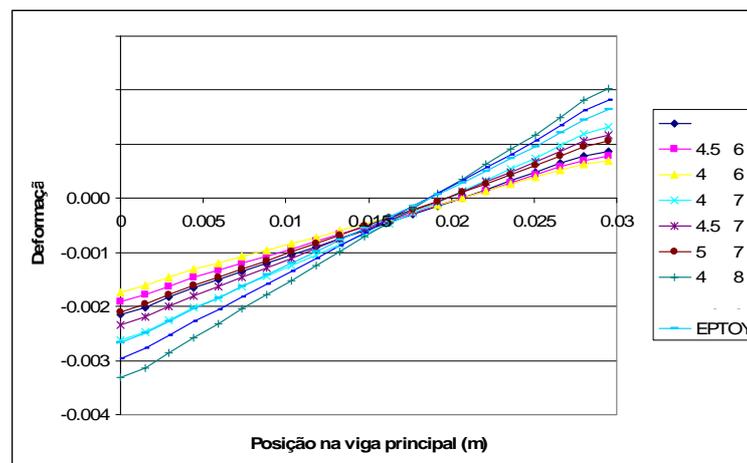


**Figura 4.21** Análise da influência da coluna nas deformações ao longo da viga principal sob carregamento vertical

Foi escolhida a largura de 5 mm, pois modifica a rigidez do engaste entre a coluna e a viga principal deslocando a posição de deformação nula para o centro da viga, permitindo a

utilização dos dois braços para a colocação dos sensores, com valores da deformação máxima adequada para o sensor. Esta escolha foi incorporada ao modelo.

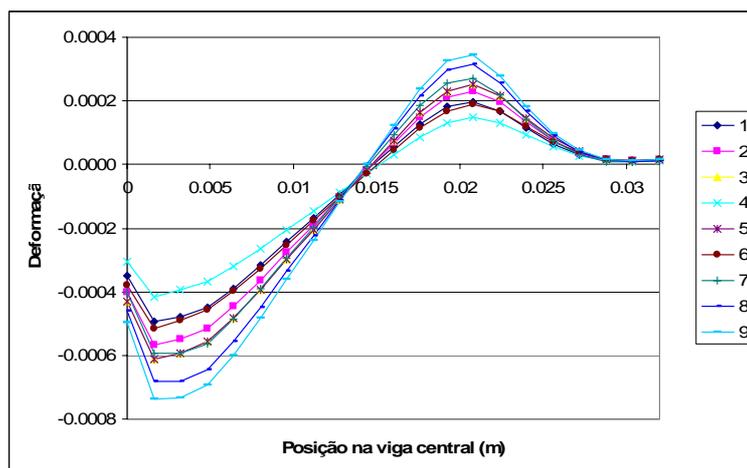
O segundo caso analisa o comportamento das deformações da viga principal pela variação de sua seção ( $h \times b$ ) sob carregamento normal  $F_y$ . Foram analisadas nove seções da viga principal, utilizando carregamento vertical e frontal obtendo-se os resultados de deformações ao longo linha central da área superior da viga principal e ao longo linha central da área lateral da viga principal (figura 4.28).



**Figura 4.22** Análise da influência da seção da viga principal nas deformações ao longo da viga principal sob carregamento vertical ( $h \times b$ )

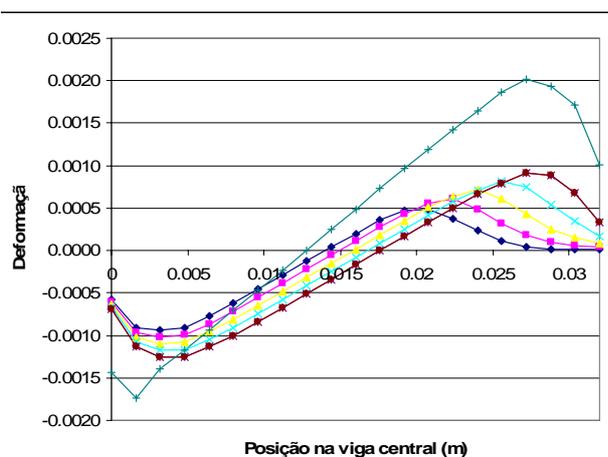
Foi escolhida a seção de  $8 \times 5 \text{ mm}^2$  ( $h \times b$ ), o valor da deformação máxima adequada para o sensor ( $< 2000 \mu\text{m}/\text{m}$ ). Esta escolha foi incorporada ao modelo.

O terceiro caso analisa o comportamento da deformação da viga central pela da variação da seção sob carregamento lateral. Foram analisadas nove seções da viga central utilizando carregamento lateral obtendo-se os resultados de deformações ao longo linha central da área lateral da viga central (figura 4.29). Foi selecionada a curva com maior deformação ( $3 \times 13 \text{ mm}$ ).



**Figura 4.23** Análise da influência da seção da viga central nas deformações ao longo da viga principal sob carregamento lateral. (nove seções).

O quarto caso analisa o comportamento do vão central, através da deformação da viga central, sob carregamento lateral com cinco comprimentos do vão central foram simulados e os resultados da deformação ao longo linha central da área lateral da viga central (figura 4.30).



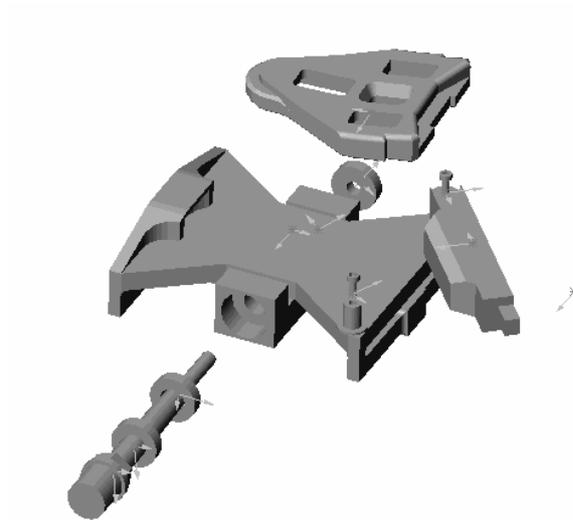
**Figura 4.24** Análise da influência da seção da principal central nas deformações preferenciais ao longo da viga principal sob carregamento frontal (seis seções).

A figura 4.26 descreve as linhas de deformação a serem graficadas e as seções da plataforma. Foi selecionado o vão de 40 mm .

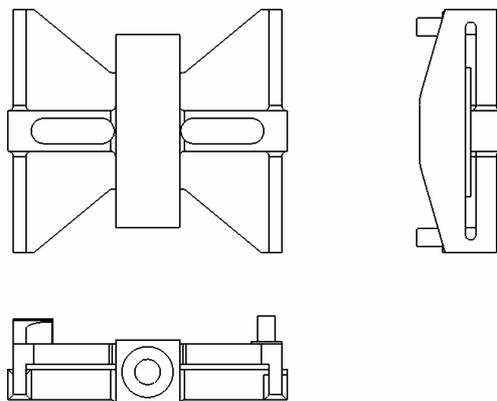
A frequência fundamental simulada numericamente do modelo final foi de 1051Hz.

### 4.3.3 PROJETO FINAL DA PLATAFORMA

Com os resultados definidos pela análise de sensibilidade da Tabela 4.8, foram obtidas as medidas definitivas da plataforma. A Figura 4.25 descreve o conjunto completo do projeto final da plataforma e a Figura 4.26 descreve os desenhos finais do projeto.



**Figura 4.25** Vista explodida do pedal plataforma eixo encaixe.



**Figura 4.26** Desenho final da plataforma.

### 4.3.4 FABRICAÇÃO DA PLATAFORMA

A fabricação da plataforma foi realizada em quatro etapas, a usinagem, a colagem dos sensores, a conexão dos circuitos e a montagem final. A estrutura foi confeccionada em uma peça única a partir de um bloco de alumínio 6351-T6 com dimensões de 100x100x50 mm

utilizando o processo de fabricação por usinagem utilizando uma fresadora vertical manual com sistema de numérico de medição e uma máquina de eletroerosão utilizando um eletrodos de penetração. A Figura 4.27 ilustra a plataforma confeccionada.



**Figura 4.27** Foto do pedal/plataforma.

A colagem dos sensores é uma etapa crítica do processo de montagem podendo resultar acoplamentos não previstos devido combinação das orientações e posicionamento dos sensores dos circuitos de desbalanceamento. As principais etapas são a marcação da posição dos sensores, limpeza do local, colagem dos sensores, fixação dos sensores, cura da cola, colagem dos fios e terminais, proteção, montagem das pontes, curva de cura da cola, colagem dos terminais e fixação dos fios. A Figura 4.28 ilustra a fixação dos sensores antes da colagem.



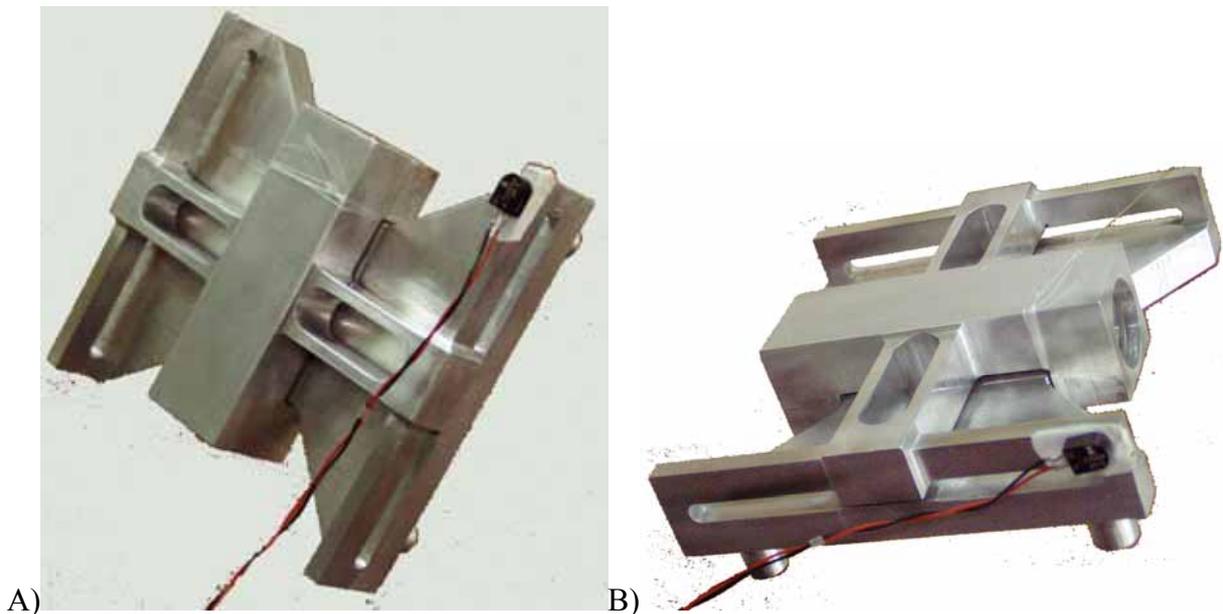
**Figura 4.28** Dispositivos de fixação para pressionar os sensores

## 4.4 CALIBRAÇÃO DA PLATAFORMA

### 4.4.1 DETERMINAÇÃO DAS CARACTERÍSTICAS DINÂMICAS DA PLATAFORMA DE FORÇA

A determinação das características dinâmicas da plataforma tem por objetivo a determinação de suas frequências naturais. Para a identificação destas frequências as plataformas foram excitadas com um impulso e através da medição da aceleração nas extremidades das vigas foi possível determinar as frequências envolvidas.

Três ensaios foram realizados (I, II e III), medindo a aceleração nas direções  $x$ ,  $y$ , e  $z$  quando submetidos à excitação em cada uma das três direções. No ensaio I o acelerômetro fica localizado na extremidade frontal da viga principal medindo a aceleração na direção  $x$  (Figura 4.29B). No ensaio II o acelerômetro fica localizado na extremidade da viga principal e mede a aceleração na direção  $y$  (Figura 4.29A). No ensaio III o acelerômetro fica localizado na extremidade da viga central e mede a aceleração na direção  $z$ .



**Figura 4.29** A) Detalhe do micro acelerômetro fixado para a medição da aceleração na direção  $y$  e B) para a medição da aceleração na direção  $x$ .

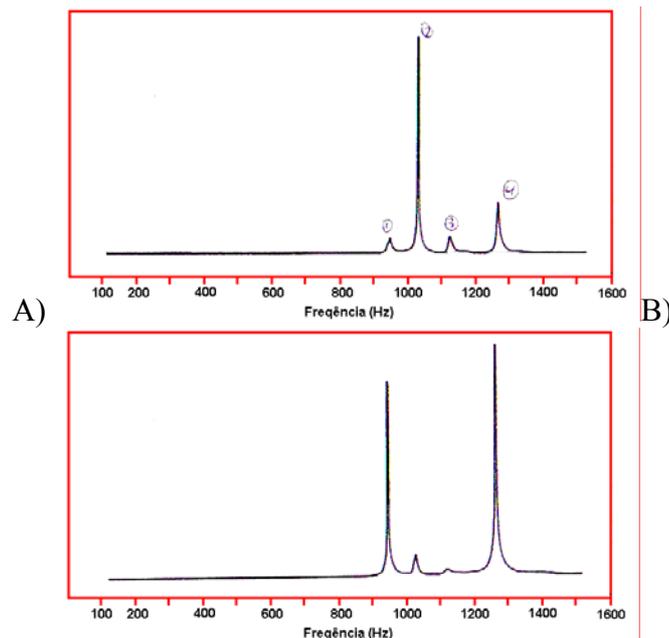
A medição das acelerações foi realizada por um sistema de medição composto por um micro acelerômetros, um amplificador e um analisador de Fourier. O resultados do espectro de frequência foram graficados em um ploter analógico e os valores das frequências obtidos diretamente do analisador (Figura 4.30).



**Figura 4.30** Sistema de medição composto por um analisador de Fourier, registrador analógico e amplificadores.

A plataforma apresentou quatro frequências de ressonância bem definidas na análise experimental, a primeira frequência de 940 Hz, a segunda de 1020 Hz a terceira de 1112 Hz e a quarta de 1252 Hz. A Figura 4.31A descreve os resultados do espectro de frequência do ensaio I e a Figura 4.31B descreve o espectro do ensaio III.

Os resultados da análise dinâmica da plataforma são apresentados de gráficos do analisador de Fourier e de valores nas tabelas também obtidos no analisador de acordo com os ensaios 1, 2 e 3 combinados com as direções A e B.



**Figura 4.31** Espectro de frequências do ensaio I e III quando submetidos a um impulso.

**Tabela 4.9** Freqüências de ressonância encontradas durante os ensaios

<i>Num</i>	<i>Freqüência (Hz)</i> <i>(experimental)</i>
1	940
2	1020
3	1112
4	1252

#### 4.4.2 CALIBRAÇÃO ESTÁTICA DA PLATAFORMA

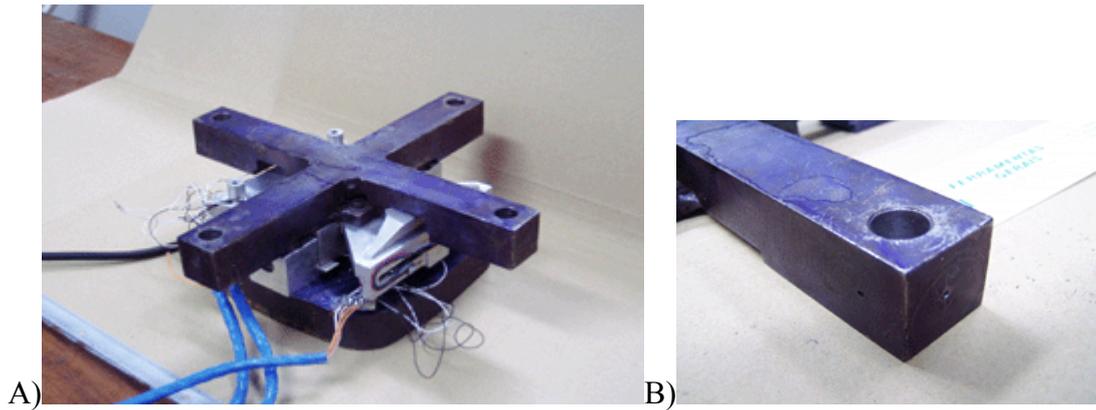
A calibração estática da plataforma tem por objetivo a obtenção da matriz de calibração e a matriz de sensibilidade (acoplamento), estabelecendo uma relação entre as cargas aplicadas e o desbalanceamento elétrico de cada circuito tipo *Ponte de Wheatstone* provocada pela deformação dos sensores quando submetida aos carregamentos.

A matriz de calibração é uma matriz diagonal 6x6 composta pelos coeficientes angulares das curvas de calibração de cada uma das seis componentes da plataforma. A matriz sensibilidade é uma matriz 6x6 onde cada elemento está relacionado com o acoplamento entre as forças aplicadas e desbalanços medidos.

A calibração da plataforma foi realizada com auxílio de um dispositivo de calibração onde foi fixada a plataforma. Através de pesos mortos, cabos e polias foi possível aplicar individualmente os carregamentos  $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ ,  $M_x$ ,  $M_y$  e  $M_z$  permitindo avaliar a repetibilidade, a linearidade e o acoplamento entre cada uma das seis componentes de medição.

As cargas foram transmitidas para o pedal por um dispositivo denominado de adaptador de carga Figura 4.32A, fixo com quatro parafusos sobre a base superior da plataforma.

Este dispositivo é constituído de duas barras rígidas, perpendiculares e em forma de cruz, permitem tanto a aplicação de forças axiais às barras quanto de momentos (Figura 4.32A). As extremidades permitem a fixação de cabos para a aplicação das cargas por tração em cinco direções (Figura 4.32B).



**Figura 4.32** a) base de fixação, pedal e dispositivo de transferência de carga. b) Detalhe da extremidade do dispositivo de transferência de carga onde a extremidade dos cabos é fixa, permitindo a aplicação de carga em três direções.

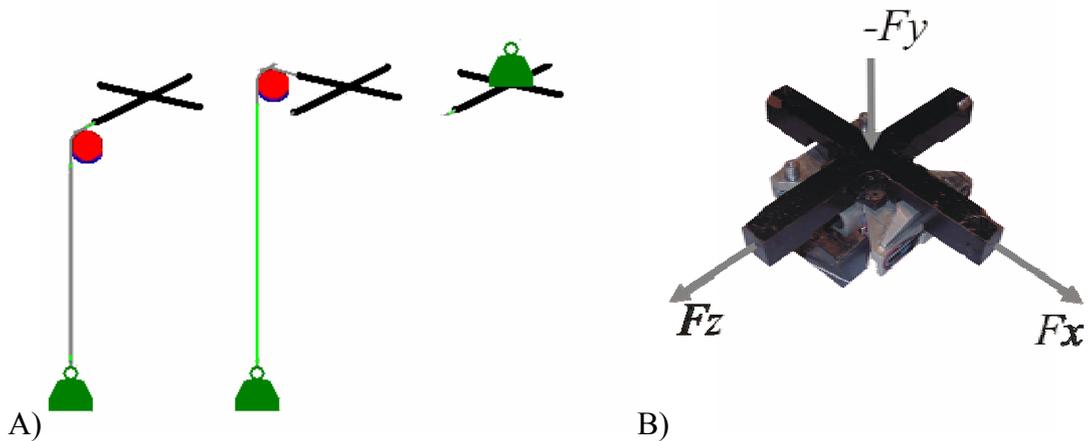
O dispositivo de calibração permite aplicar os seis carregamentos utilizando pesos mortos suspensos por cabos e polias.



**Figura 4.33** Dispositivo de calibração, base de fixação, pedal e dispositivo de transferência de carga.

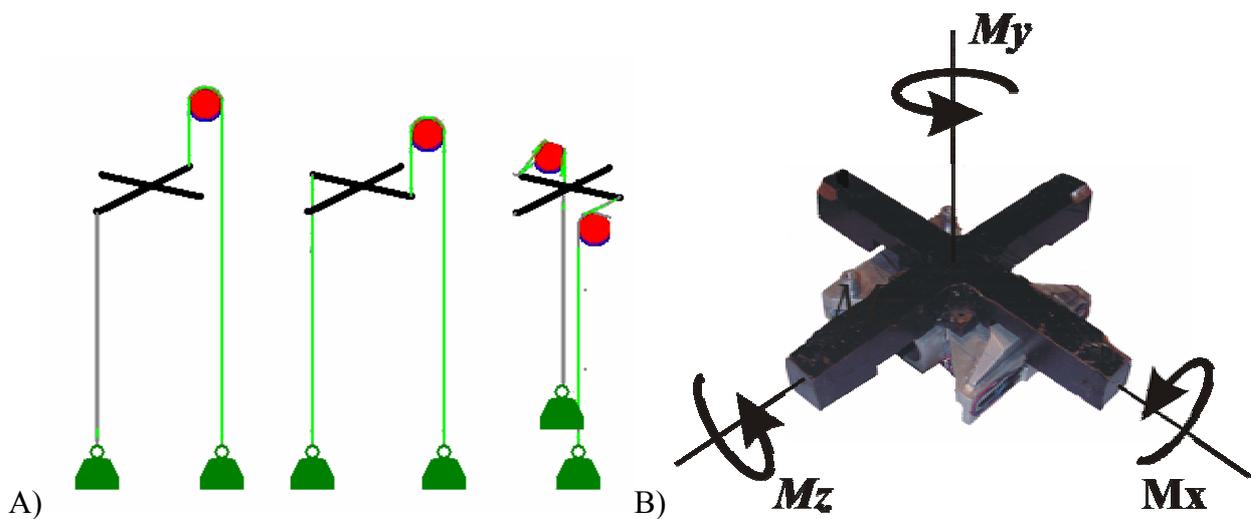
#### 4.4.3 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL PARA A CALIBRAÇÃO DA PLATAFORMA DE FORÇA

A calibração estática da plataforma de força foi realizada aplicando uma seqüência de carregamentos conhecidos sequencialmente nas três componentes de força e nos três momentos obtendo a curva de calibração e as curvas de acoplamento para cada componente calibrada.



**Figura 4.34** A) Montagens dos pesos suspensos no dispositivo de calibração para a calibração das três forças  $F_x$ ,  $F_z$  e  $F_y$ . B) Localização dos carregamentos.

Em função da maneira como a plataforma é fixada e as cargas são aplicadas não é possível aplicar uma força  $F_x$ , sem também aplicar um momento  $M_z$ . Assim como a aplicação de uma  $F_z$  aplicando um  $M_x$ .

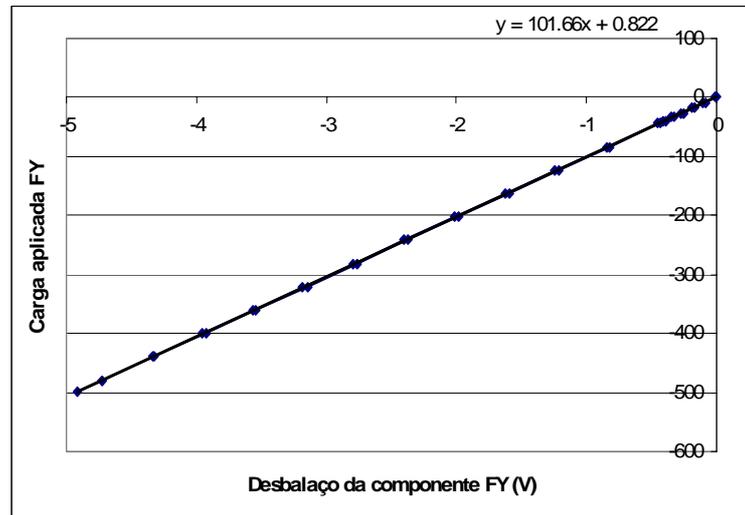


**Figura 4.35** A) Montagens dos pesos suspensos no dispositivo de calibração para a calibração das três momentos  $M_x$ ,  $M_z$  e  $M_y$ . B) Localização dos carregamentos.

Os ensaios de calibração foram realizados com carga e descarga, nos dois sentidos (positivo e negativo) com exceção da carga vertical que foi calibrada apenas no sentido negativo. Os carregamentos durante o ensaio de calibração foi incremental permanecendo as massas aproximadamente cinco segundos. As respostas dos seis sistemas de medição foram registradas pelo sistema de aquisição de dados e obtido um valor médio para cada carregamento.

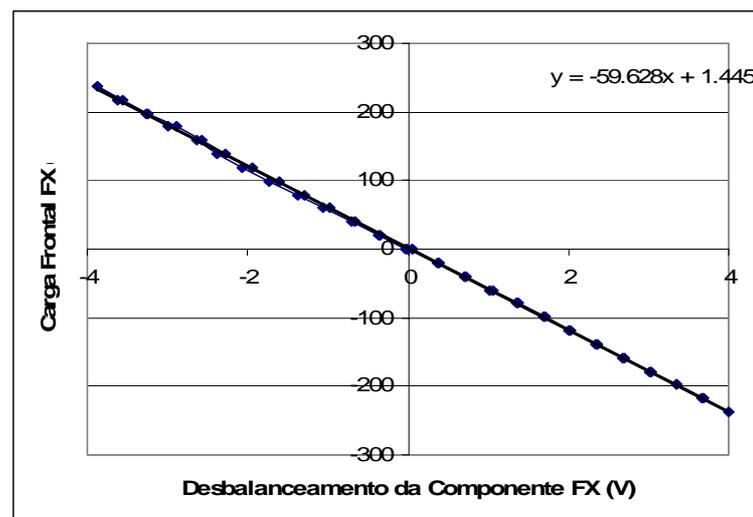
#### 4.4.4 RESULTADOS DAS CALIBRAÇÕES ESTÁTICAS DAS FORÇAS E MOMENTOS

Os resultados das calibrações são apresentados graficamente apenas na componente principal de cada carregamento com sua respectiva equação linear de calibração. A Figura 4.36 descreve o gráfico de calibração da força vertical  $F_y$  apenas no sentido negativo.

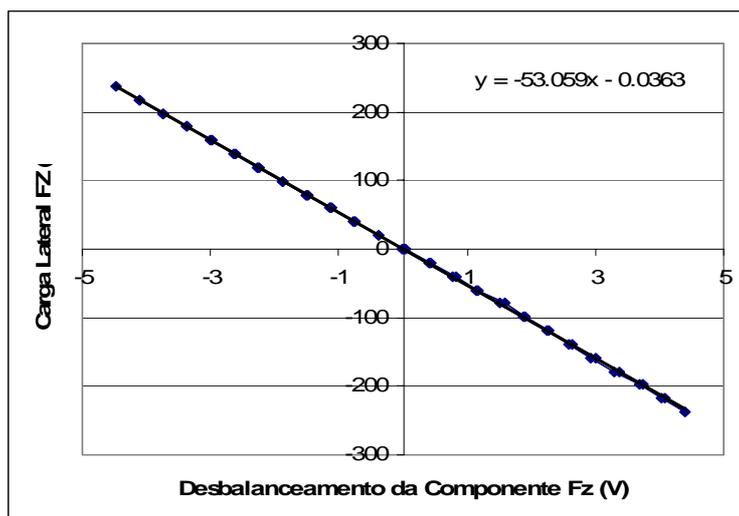


**Figura 4.36** Gráfico de calibração da força vertical  $F_y$  e a curva de calibração linear.

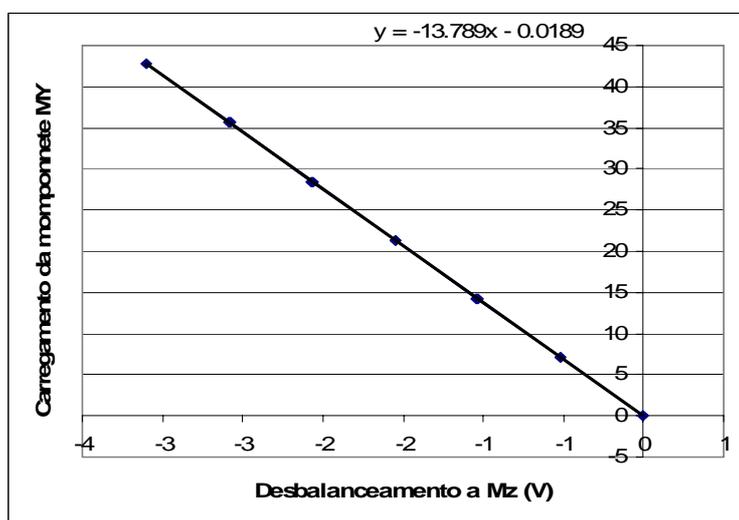
A Figura 4.37 descreve o gráfico de calibração da força tangencial  $F_x$  no sentido positivo e negativo, a Figura 4.38 descreve o gráfico de calibração da força lateral  $F_z$  no sentido positivo e negativo e a Figura 4.39 descreve o gráfico de calibração da força  $M_z$ .



**Figura 4.37** Gráfico de calibração da força tangencial  $F_x$  e a curva de calibração linear.

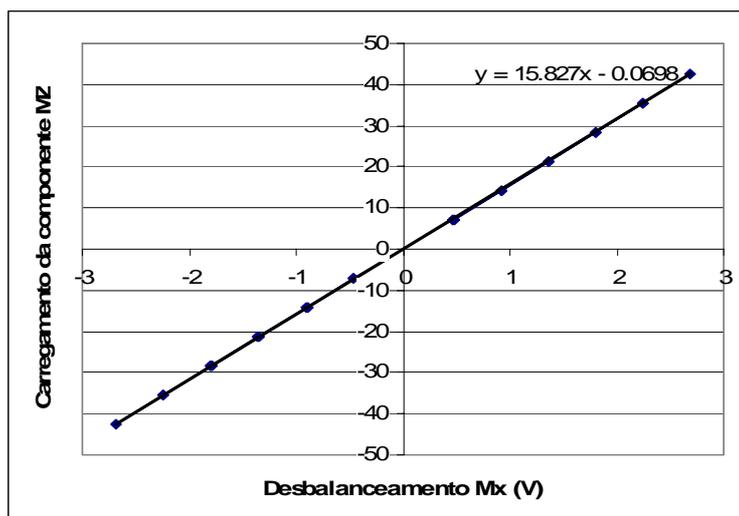


**Figura 4.38** Gráfico de calibração da força lateral  $F_z$  e a curva de calibração linear.

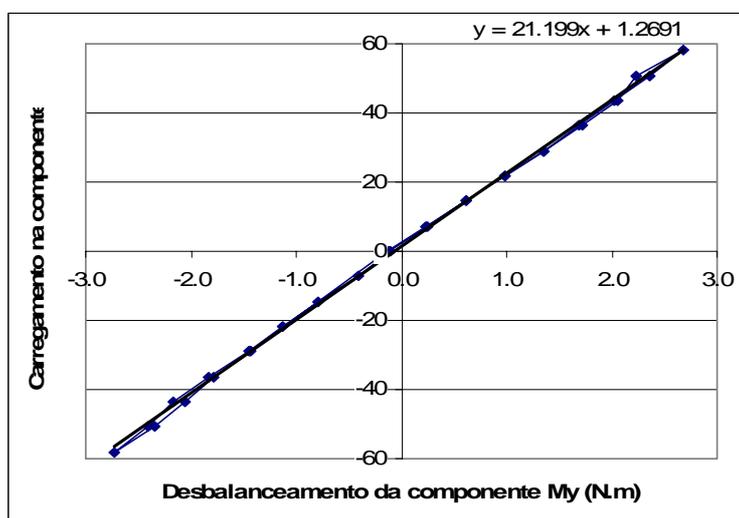


**Figura 4.39** Gráfico de calibração do momento  $M_z$  e a curva de calibração linear.

A Figura 4.40 descreve o gráfico de calibração do momento  $M_x$  na direção positiva e negativa e Figura 4.41 descreve o gráfico de calibração da força  $M_y$  no sentido positivo e negativo.



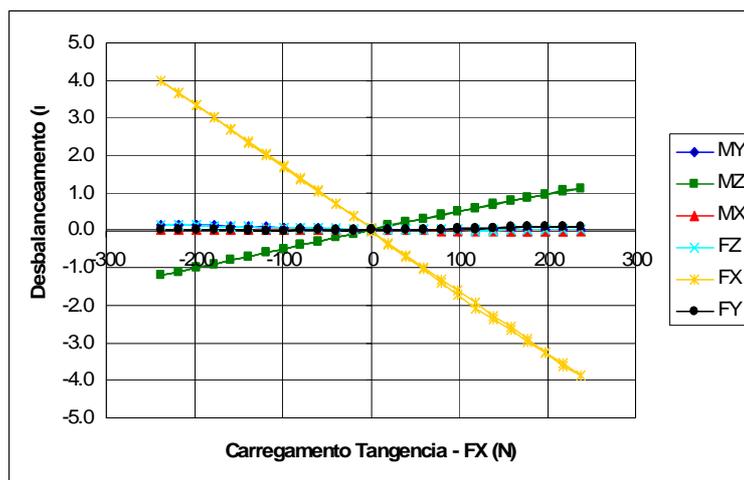
**Figura 4.40** Gráfico de calibração do momento  $M_x$  e a curva de calibração linear.



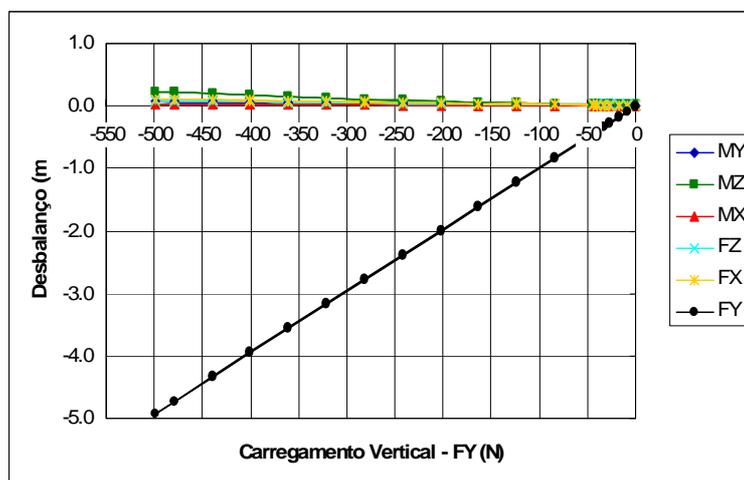
**Figura 4.41** Gráfico de calibração do momento  $M_y$  e a curva de calibração linear.

#### 4.4.5 RESULTADOS DOS ACOPLAMENTOS DAS CALIBRAÇÕES ESTÁTICAS DAS FORÇAS E MOMENTOS

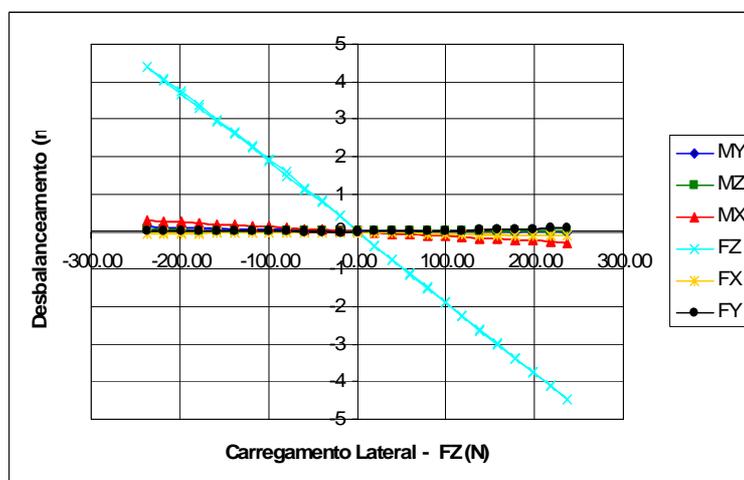
Os resultados dos acoplamentos são apresentados graficamente em função do carregamento de cada componente nas Figura 4.42, Figura 4.43, Figura 4.44, Figura 4.45, Figura 4.46 e Figura 4.47.



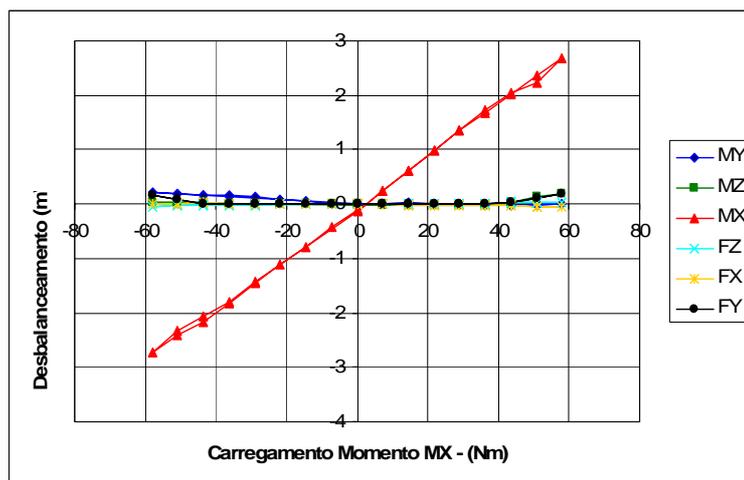
**Figura 4.42** Gráfico dos desbalanço de todas as componentes devido a aplicação de carga na componente tangencial Fx.



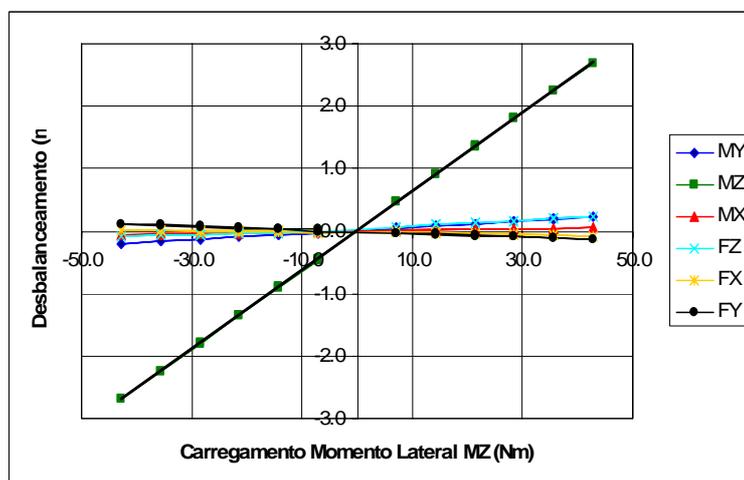
**Figura 4.43** Gráfico dos desbalanço de todas as componentes devido a aplicação de carga na componente vertical Fy.



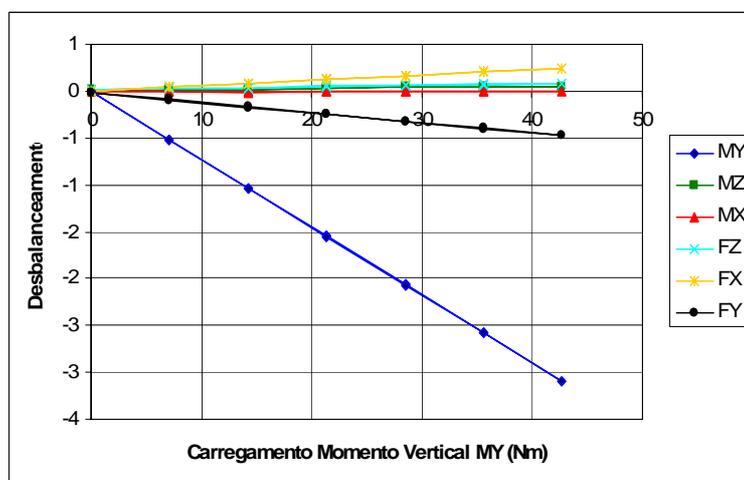
**Figura 4.44** Gráfico dos desbalanço de todas as componentes devido a aplicação de carga na componente lateral Fz.



**Figura 4.45** Gráfico dos desbalanço de todas as componentes devido a aplicação de carga na componente frontal Mx.



**Figura 4.46** Gráfico dos desbalanço de todas as componentes devido a aplicação de carga na componente momento lateral Mz.



**Figura 4.47** Gráfico dos desbalanço de todas as componentes devido a aplicação de carga na componente vertical My.

#### 4.4.6 MATRIZ DE ACOPLAMENTO

A inclinação da curva de calibração e das curvas de acoplamento permite a determinação da matriz de sensibilidade e a matriz de calibração.

A matriz de calibração é composta por seis elementos dispostos na diagonal principal. Cada um destes elementos corresponde ao coeficiente angular linear médio da relação entre o carregamento e o desbalanceamento na direção do carregamento.

A matriz de sensibilidade é composta por uma matriz de 36 elementos onde a diagonal principal é unitária, corresponde ao acoplamento devido ao carregamento na direção do elemento correspondente na diagonal principal.

$$[F] = [V] \cdot [S] \cdot [C] \quad (51)$$

$$[V] = \begin{bmatrix} V_{Mz} \\ V_{Mx} \\ V_{My} \\ V_{Fz} \\ V_{Fx} \\ V_{Fy} \end{bmatrix} \quad (52)$$

$$[S] = \begin{bmatrix} 1 & 0.013 & 0.021 & 0.011 & 0.046 & 0.005 \\ 0.006 & 1 & -0.008 & -0.013 & -0.003 & -0.065 \\ 0.014 & -0.018 & 1 & -0.014 & 0.297 & -0.006 \\ -0.149 & 0.021 & 0.08 & 1 & 0.015 & -0.003 \\ 0.048 & -0.062 & 0.015 & -0.080 & 1 & -0.021 \\ -0.046 & -0.115 & 0.119 & 0.423 & -0.075 & 1 \end{bmatrix} \quad (53)$$

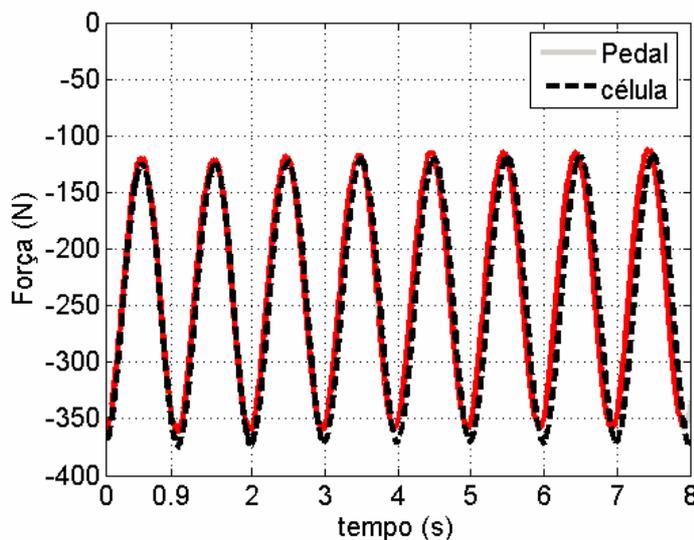
$$[C] = \begin{bmatrix} -59.628 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 101.794 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -53.059 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 21.200 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -13.7890 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 15.827 \end{bmatrix} \quad (54)$$

#### 4.4.7 COMPORTAMENTO DINÂMICO DA PLATAFORMA NA COMPONENTE $F_y$

A verificação do comportamento dinâmico da plataforma na componente  $F_y$  foi realizada com a finalidade de verificar o comportamento do pedal quando submetido a um carregamento cíclico em três frequências (0,5, 1 e 2 Hz) equivalentes às cadências de 30, 60 e 120 utilizando uma carga cíclica no formato de uma senoide variando entre -150N e -300N. Estes ciclos de carregamento foram realizados por uma máquina universal de ensaio modelo MTS onde os parâmetros dos carregamentos e das frequências foram selecionados. A medição da carga aplicada foi realizada por uma célula de carga com capacidade de 5000 N.

Para cada frequência foram realizados três ensaios com dez ciclos e os dados foram coletados simultaneamente pelo sistema de aquisição de dados do pedal e pelo sistema da MTS, (Figura 4.48) totalizando nove ensaios.

A determinação dos valores médios de cada ensaio na célula e no pedal permitiu calcular a diferença percentual entre o valor aplicado pela máquina de ensaio e o valor obtido pelo pedal. A comparação destes valores médios em cada frequência permitiu comparar o comportamento da força média em relação à frequência. Os resultados obtidos (Tabela 4.10), descrevem que a variação de média de cada frequência é constante nas três cadências com um valor médio de 3,35%.



**Figura 4.48** Comportamento da força vertical medida pela célula de carga da máquina de ensaio (célula) e da força medida pelo pedal com a frequência de 1 Hz.

**Tabela 4.10** Diferença percentual média entre a medição da célula e do pedal em função da frequência.

Frequência (Hz)	Média (desvio padrão)
0,5	3.33 (0,13)
1,0	3.32 (0,11)
2,0	3.40 (0,21)
Todos	3.35 (0,14)

#### **4.4.8 FONTES DE INCERTEZA DO SISTEMA DE MEDIÇÃO DE FORÇA**

O sistema de medição de força é composto por diferentes elementos interligados, onde cada um destes acrescenta uma componente de incerteza ao resultado da medição e devem ser convenientemente considerados e combinados para que se obtenha uma estimativa realista da incerteza do processo de medição devido à *propagação das incertezas*. As principais fontes de incerteza foram às massas utilizadas para a calibração, os atritos das roldanas do dispositivo de calibração, o condicionador de sinais, conversor analógico digital e o acoplamento do transdutor caracterizando uma medição entre módulos de medição interligados.

## CAPÍTULO 5

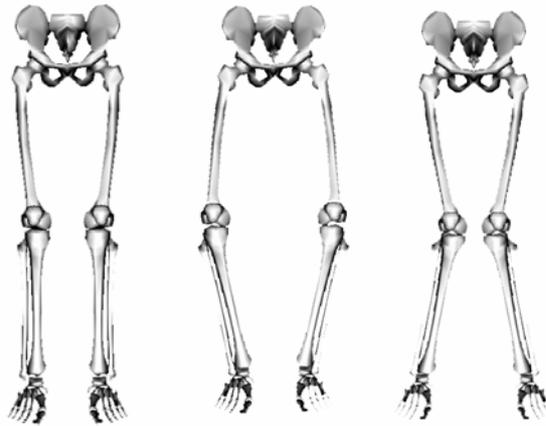
### EFETIVIDADE DA PEDALADA DE CICLISTAS

Este capítulo descreve a influência da inclinação plantar e o afastamento lateral entre os pedais na efetividade da pedalada de ciclistas e no momento normal.

#### 5.1 INTRODUÇÃO

A pedalada é um movimento tridimensional complexo que envolve as articulações e os segmentos corporais dos membros inferiores dos ciclistas produzindo a rotação do pé-de-vela em torno do eixo central da bicicleta. Modelos baseados em diagramas de corpo livre que representam este movimento são compostos por quatro segmentos (coxa, perna, pé e pé-de-vela) e cinco articulações (quadril, joelho, tornozelo, eixo do pedal e o eixo central). Devido ao número de elementos, consiste em um sistema com solução indeterminada onde diversas combinações angulares equilibram o sistema.

As orientações dos segmentos e as amplitudes angulares das articulações ao longo da pedalada são funções das regulagens da bicicleta (altura e recuo do selim), do tamanho do pé-de-vela, da distância entre pedais, do comprimento dos segmentos corporais, dos alinhamentos articulares do joelho (*geno varo femural* e *geno valgo femural*) e do tornozelo (*geno varo tibial*, *geno valgo tibial*) e da técnica da pedalada aplicada pelo ciclista. A Figura 5.1, descreve os alinhamentos articulares do joelho e do tornozelo.



**Figura 5.1** A) Alinhamento Normal, B) alinhamento varo tibial e valgo femural, C alinhamento valgo tibial e varo femural.

A regulagem da posição do selim define a distância entre a articulação do quadril e do eixo central que combinadas com as medidas antropométricas e o tamanho do pé-de-vela definem os segmentos do diagrama de corpo livre do modelo. Os movimentos deste modelo dependem da técnica da pedalada do ciclista que é uma característica pessoal identificada pela coordenação das contrações musculares e pelo controle motor das amplitudes das articulações do tornozelo, joelho e quadril para cada regulagem da bicicleta, cadência e carga utilizada.

Os modelos bidimensionais apresentam os eixos das articulações paralelos, não considerando o movimento lateral do quadril, a rotação da tibia e os movimentos do pé. As características anatômicas do joelho e do tornozelo são características individuais de cada ciclista e influencia no alinhamento articular que alterando o posicionamento dos segmentos ao longo da pedalada. Devido ao tipo de alinhamento articular do joelho e do tornozelo, a posição medial dos joelhos apresenta comportamento distinto entre ciclistas.

A abdução e a adução da articulação do quadril durante a pedalada é uma adaptação funcional do ciclista e pode ser modificada pelo treino ou pela utilização de acessórios modificando a orientação dos segmentos e afetando a efetividade da força aplicada sobre o pedal.

Ciclistas com dores crônicas na articulação do joelho apresentaram um maior movimento no plano transversal e no plano frontal que ciclistas sem histórico de problemas no joelho e a utilização de órteses dentro da sapatilha permitiu reduzir dores crônicas em ciclistas de elite, (Francis, 1986.)

Ciclistas que apresentam uma pronação excessiva ou alinhamento tipo *varo tibial* podem se beneficiar acrescentando um espaçador entre o pedal e o pé-de-vela, aliviando o trauma do *maléolo medial* melhorando o alinhamento entre o quadril e o pé, (Burke, 1996).

Três acessórios, o anel afastador, a palmilha supinadora e a palmilha pronadora foram comparadas com uma condição de referência a palmilha neutra. O Índice de efetividade e o momento normal são as variáveis a serem avaliadas.

### 5.1.2 HIPÓTESES DETALHADAS

As hipóteses H1 e H2 apresentadas no capítulo 1 foram desenvolvidas em uma forma mais detalhada levando em consideração as variáveis de tipo de palmilha e a carga.

H1) A utilização de acessórios aumenta a efetividade.

H1.1a)-Utilizando a palmilha pronadora aumenta-se a eficiência em relação a palmilha neutra

H1.1b)-Utilizando a palmilha supinadora aumenta-se a eficiência em relação a palmilha neutra

H1.1c)-Utilizando o anel afastador aumenta-se a eficiência em relação a ausência do afastador

H1.2a)-Utilizando a palmilha pronadora aumenta-se a eficiência em função da carga

H1.2b)-Utilizando a palmilha supinadora aumenta-se a eficiência em função da carga

H1.2c)-Utilizando o anel afastador aumenta-se a eficiência em função da carga

H2) A utilização de acessórios podem reduzir o momento vertical.

H2.1a)-Utilizando a palmilha pronadora reduz o momento  $M_y$  em relação a palmilha neutra

H2.1b)-Utilizando a palmilha supinadora reduz o momento  $M_y$  em relação a palmilha neutra

H2.1c)-Utilizando o anel afastador reduz o momento  $M_y$  em relação a palmilha neutra

H2.2a)-Utilizando a palmilha pronadora reduz o momento  $M_y$  em função da carga

H2.2b)-Utilizando a palmilha supinadora reduz o momento  $M_y$  em função da carga

H2.2c)-Utilizando a palmilha neutra reduz o momento  $M_y$  em função da carga

H2.2d)-Utilizando o anel afastador reduz o momento  $M_y$  em função da carga

## 5.2 METODOLOGIA

### 5.2.1 CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA

Esta pesquisa caracteriza-se como um estudo de casos, no modelo descritivo, de corte transversal, procurando demonstrar como alterações na inclinação e afastamento dos pedais no plano frontal influenciam na eficiência dinamométrica do ciclismo através do Índice de Efetividade e a influência destas restrições na componente  $M_y$ .

### 5.2.2 POPULAÇÃO E AMOSTRA

A população deste estudo consiste em ciclistas acostumados a utilizar sua bicicleta como esporte, transporte e lazer, que apresentem condições de desenvolver a atividade do andar de bicicleta de maneira constante de mais de uma hora sem a apresentação aparente de queda no rendimento. A amostra foi composta de três ciclistas convidados, que se propuseram a participar voluntariamente do estudo. A Tabela 5.1 fornece as características individuais dos ciclistas.

**Tabela 5.1** – Caracterização da amostra em função da experiência.

<i>Ciclista</i>	<i>Idade (anos)</i>	<i>Experiência</i>	<i>Modalidade</i>
A	23	2 anos	Lab
B	21	3 anos	Triatlo
C	36	10 anos	Triatlo

**Tabela 5.2** – Características antropométricas da amostra.

<i>Ciclista</i>	<i>Massa Corporal (kg)</i>	<i>Estatutura (m)</i>	<i>Alinhamento Articular</i>
A	74	1,68	Valgo Tibial
B	64	1,73	Normal
C	82	1,87	Normal

## 5.3 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Os ciclistas foram previamente informados sobre os objetivos e procedimentos do experimento. Todos os ciclistas que participaram das coletas assinaram um termo de consentimento concordando com sua participação voluntária na pesquisa, ficando ciente de que

poderiam abandonar os testes a qualquer momento, se assim o desejassem, e que foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS, sob número 2005499.

Inicialmente foram obtidos os dados pessoais, experiência esportiva, periodicidade dos treinos, peso, altura e a descrição do seu alinhamento articular.

O experimento a que cada ciclista foi submetido consiste em oito ensaios, utilizando quatro condições geométricas distintas (palmilha neutra, palmilha pronadora, palmilha supinadora e palmilha neutra com o anel afastador) em dois níveis de carga (baixa e alta) com a finalidade de descrever a efetividade do movimento utilizando o *índice de efetividade* e a quantificação dos momentos  $M_y$ .

O ciclista realiza o experimento em uma bicicleta tipo estrada acoplada em um ciclo ergômetro de fricção com uma plataforma dinamométrica no pedal esquerdo. Utiliza sapatilhas de encaixe e marcadores reflexivos fixados na tíbia esquerda. As regulagens da bicicleta foram definidas pelo próprio ciclista e utilizadas em todos os seus ensaios. A cadência utilizada por todos os ciclistas foi constante, controlada pelo ciclista através do ciclo-computador, equipamento comercial utilizado para esta finalidade. O tempo total de cada experimento foi inferior à uma hora e a temperatura durante a realização dos ensaios foi de  $23 \pm 2^\circ\text{C}$  e com umidade relativa de  $50 \pm 5\%$ .

Os experimentos foram registrados utilizando dois sistemas de medição independentes, o sistema de cinemetria e o sistema de aquisição de dados analógicos. O sistema de cinemetria é responsável pelo registro cinemático digital do movimento no plano frontal e registra através da digitalização da imagem com uma frequência de 120 Hz. O sistema de aquisição de dados analógicos é responsável pelo condicionamento e pela amplificação, digitalização e registro dos dados das forças, momentos, referências e ângulos envolvidos.

Cada ensaio seguiu um protocolo de ensaio que consistiu na colocação do acessório ou carga, ajuste da cadência em 80 rpm pelo ciclista, um minuto de estabilização, registro de duas seqüências de ciclos de pedaladas com 20 segundos de aquisição cada e um minuto de descanso ativo.

Oito ensaios foram identificados seguindo uma padronização, permitindo a identificação do ciclista, tipo de afastamento, tipo de palmilha e carga. A seqüência os experimentos realizados esta descrito pela Tabela 5.3.

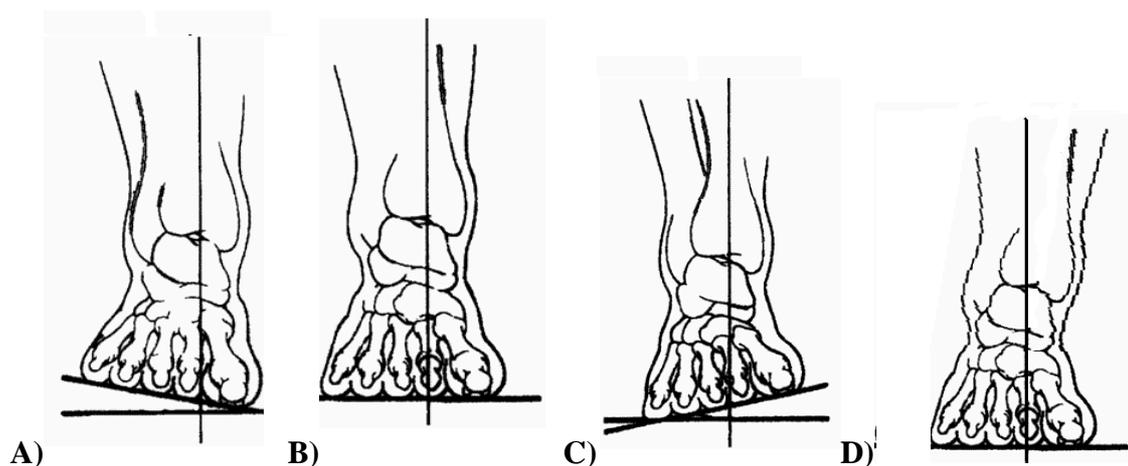
**Tabela 5.3** Descrição da ordem dos ensaios.

<i>Ensaio</i>	<i>Ciclista A</i>	<i>Ciclista B</i>	<i>Ciclista C</i>
I	AD_PN_CA	AN_PS_CA	AD_PN_CB
II	AD_PN_CB	AN_PS_CB	AD_PN_CA
III	AN_PN_CB	AN_PP_CB	AN_PP_CA
IV	AN_PN_CA	AN_PP_CA	AN_PP_CB
V	AN_PS_CA	AN_PN_CA	AN_PN_CB
VI	AN_PS_CB	AN_PN_CB	AN_PN_CA
VII	AN_PP_CB	AD_PN_CB	AN_PS_CA
VIII	AN_PP_CA	AD_PN_CA	AN_PS_CB

Onde AD\_ = com o anel afastador AN\_ = sem o anel afastador, PN = palmilha neutra, PS = palmilha supinadora, PP = palmilha pronadora, CA = carga alta e CB = carga baixa.

### 5.3.2 VARIÁVEIS DO TRABALHO

Duas variáveis de controle são utilizadas neste trabalho, a primeira é o índice de efetividade que descreve a efetividade entre a carga aplicada sobre o pedal e a carga transmitida para o movimento e a segunda o momento  $M_y$  que influencia diretamente a sobrecarga nos joelhos. A modificação geométrica no posicionamento dos segmentos foi introduzida com a utilização de três acessórios: a palmilha de ensaio pronadora, a palmilha de ensaio supinadora e o anel afastador, determinando as três condições de ensaio que foram comparadas com uma quarta condição de referencia e controle denominada condição neutra, utilizando uma palmilha neutra sem o anel afastador. A Figura 5.2 descreve as modificações geométricas provocada pelos acessórios.

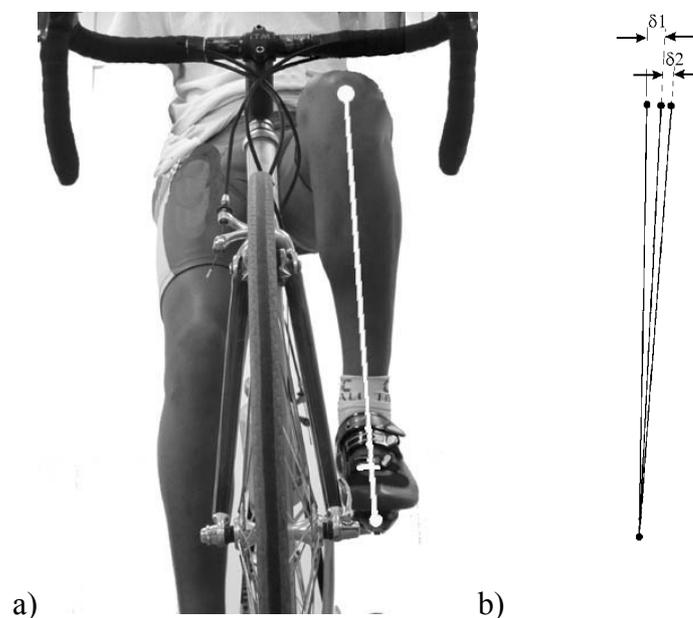


**Figura 5.2** Inclinações do pé devido à utilização das palmilhas; onde em A) a palmilha tende a uma pronação; em B) é uma palmilha neutra e C) a palmilha induz uma supinação.(fonte: Francis, 1986); D) com afastador.(fonte: Francis, 1986).

A *palmilha de ensaio* é o acessório colocado dentro da sapatilha do ciclista que tem a finalidade de modificar a inclinação da base de apoio plantar do pé, alterando o alinhamento do membro inferior, no plano frontal, através da modificação da inclinação do pé.

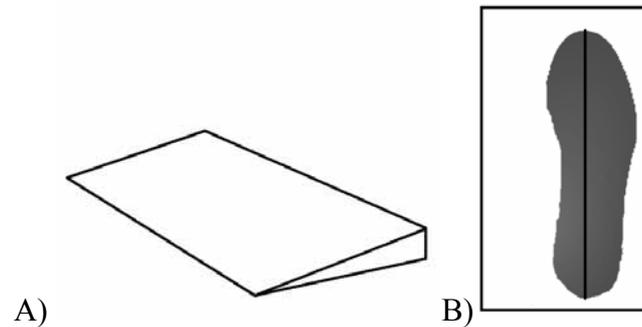
Três modelos de palmilha de ensaio foram utilizadas, cada uma com uma inclinação característica. A primeira identificada como *palmilha neutra* é a palmilha normalmente utilizada pelo ciclista, a segunda identificada como *palmilha supinadora* apresenta uma inclinação de  $+5^\circ$  em relação à palmilha neutra e a terceira identificada como *palmilha pronadora* apresenta uma inclinação de  $-5^\circ$ .

A utilização das palmilhas de ensaio dentro do calçado modifica a inclinação da do pé, ocorrendo o movimento de eversão do pé com a utilização da palmilha denominada supinadora e a inversão com a palmilha denominada pronadora. A influência da utilização no movimento do quadril é a adução quando ocorre a inversão do pé ou abdução do quadril quando ocorre a eversão do pé. Estas mudanças podem ser identificadas visualmente devido ao afastamento ou aproximação dos joelhos. A Figura 5.3A apresenta uma imagem descrevendo a inclinação da tíbia e a Figura 5.3B as diferenças de inclinação  $\delta 1$  e  $\delta 2$  devido a utilização das palmilhas de ensaio pronadora e supinadora respectivamente.



**Figura 5.3** a) Foto frontal do ciclista e identificação do posicionamento da patela em b) Representação baseada em fotogramas do posicionamento da patela em um ensaio ilustrativo (sem carga) com a utilização dos três tipos de três palmilhas (A,B e C).

As palmilhas de ensaio foram confeccionadas partindo de uma placa com uma base de 100x400 mm, de EVA, em forma de cunha (Figura 5.4A), com uma inclinação de 5 graus, obtida por uma máquina divisora utilizadas na indústria de calçados com esta finalidade. Cada palmilha é confeccionada individualmente para cada ciclista, utilizando a palmilha de acabamento da sapatilha de ciclismo do ciclista como modelo. A orientação entre a palmilha e a base é a linha medial da palmilha em relação à linha media da placa base (Figura 5.4B).



**Figura 5.4** a) Placa em forma de cunha com medidas de 100 x 400 mm com inclinação de 5° e B) alinhamento da palmilha sobre a cunha.

A *anel afastador* é um anel metálico de seis mm de espessura utilizado em cada pedal com a finalidade de aumentar a distância entre pedais em 12 mm. A utilização deste acessório permite modificar a orientação dos segmentos e modificar a inclinação entre a base do pé e o pedal. O afastamento entre pedais promove uma inversão do pé e um momento varo no joelho.



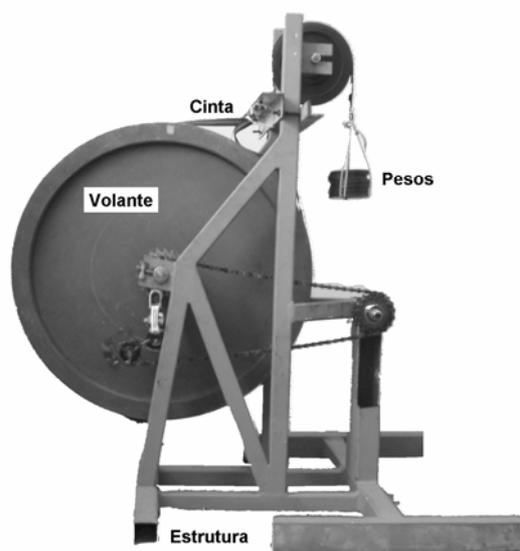
**Figura 5.5** Posicionamento do anel afastador, entre o eixo do pedal e o pé-de-vela.

A *carga* aplicada no cicloergômetro oferece a resistência que o ciclista necessita superar. A potência resistiva é função da força de atrito da cinta de fricção e da cadência. Duas cargas foram selecionadas, a baixa com um peso de 16,0N e a moderada com a carga de 25,0 N.

Cada condição de ensaio foi executada em dois níveis de cargas, uma baixa e outra moderada, selecionada pelo peso aplicado no ciclo-ergômetro. A carga é mais uma variável deste estudo.

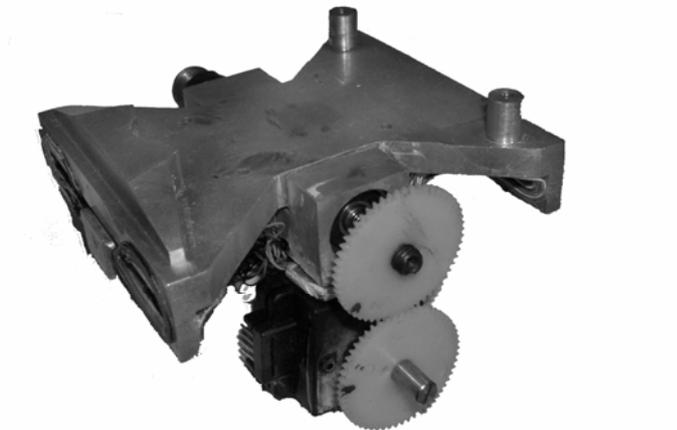
### 5.3.3 EQUIPAMENTOS UTILIZADOS

Foi utilizada uma bicicleta tipo estrada adaptada a um ciclo-ergômetro de fricção. A bicicleta permite o ajuste da altura e recuo do selim e ajuste da altura do guidom conforme a solicitação do ciclista e o ciclo-ergômetro tem a finalidade de oferecer a resistência para o movimento é composto de uma estrutura para fixar a bicicleta, um volante com um diâmetro de 0,55 m, uma cinta de atrito, um conjunto com 3 pesos mortos (0,7, 0,9 e 0,9 kg) para aplicação da carga e uma célula de carga para a medição da força de reação da cinta. As considerações sobre o funcionamento do ciclo-ergômetro foram descritas por (Hibi & Fujinaga & Ishii, 1996). Quatro engrenagens (52x20x18x14) compõem o conjunto bicicleta/simulador, resultando numa relação de 1:3,33. A Figura 5.6 ilustra a bicicleta acoplada a um cicloergômetro.



**Figura 5.6** Cicloergômetro utilizado composto pela estrutura, volante, cinta e pesos mortos.

A plataforma de força utilizada foi descrita no capítulo 4 e utilizada no pé esquerdo. A medição do ângulo relativo é realizada por um sensor rotacional. Para cada experimento é necessário identificar o zero do sensor angular, devido à variação da posição de fixação do eixo do pedal.

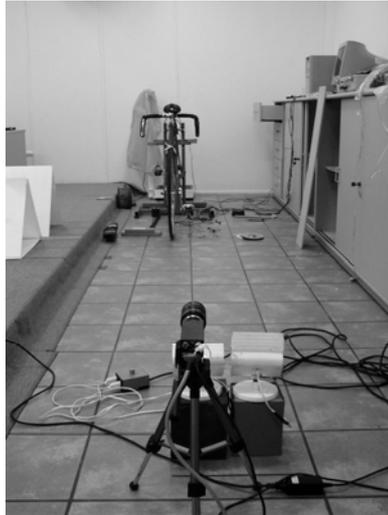


**Figura 5.7** Foto da plataforma e do sensor angular responsável pela medição do ângulo relativo .

Para a amplificação e ajuste dos circuitos tipo ponte de *Wheatstone* das seis componentes, utiliza-se um condicionador de sinais modelo CIO-EXP-BRIDGE16 da *ComputerBoards®*, que permite amplificar as forças com todas as componentes utilizando apenas um canal no conversor A/D. Os seis circuitos foram alimentados com uma tensão constante de 4 V, as forças utilizaram um ganho de amplificação de 100 vezes e os momentos um ganho de 1000 vezes, que permitem uma taxa de amostragem de 600Hz.

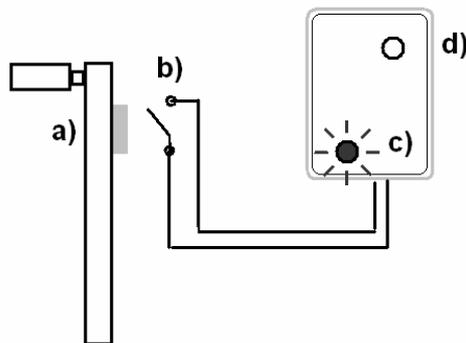
O sistema de aquisição de dados utilizou uma placa conversora A/D de 12 bits (DAS 1200Jr *ComputerBoards®*) para converter os dados analógicos dos sensores em dados digitais. O software de aquisição de dados (SAD32v2p - LMM/UFRGS) adquiriu os valores do sinal elétricos vindo do condicionador, armazenou o valor digital utilizando uma frequência de 600 Hz.

O sistema de cinemetria foi composto por uma câmera de vídeo digital com resolução de 480x600 *pixels* e com frequência de amostragem de 120 Hz, um *software* DMAS (*Spikatec Inc.*, EUA) de aquisição e processamento de imagens digitais.



**Figura 5.8** Identificando o vetor de referencia e o de orientação da tíbia.

O *sincronizador* tem a finalidade de sincronizar o ângulo do pé-de-vela e o sistema de cinemetria. Consiste de dispositivo eletrônico composto por dois diodos emissores de luz (LED) e uma chave de passagem do tipo *reed-switch* (Figura 5.9). O princípio de funcionamento desse dispositivo consiste em alternar os LEDs, identificando o ponto morto superior (PMS), posição zero do pé-de-vela, quando a chave está fechada, e do resto do ciclo, quando a chave está aberta.



**Figura 5.9** Dispositivo de sincronismo, composto por: (a) um ímã acoplado ao PDV; (b) uma chave de passagem reed-switch; (c) LED do ciclo; e (d) LED do PMS.

Um *ciclo-computador* foi utilizado para a indicação da cadência ao longo do ensaio, e o registro deste sinal foi através de um dispositivo eletromecânico composto por uma chave de passagem o *cadenciômetro*, que sincroniza os dados de força com o ponto morto superior do pé-de-vela.

### 5.3.4 COLETA DE DADOS

A coleta de dados foi realizada no Laboratório de Biomecânica do Centro Brasileiro de Engenharia do Calçado – CEBEC em Novo Hamburgo.

Após a montagem dos equipamentos ocorre a aquisição dos valores de referência de vídeo e a dos valores de referência do potenciômetro responsável pela medição do ângulo relativo e das pontes de desbalanço da plataforma.

O ciclista, utilizando sapatilhas com dispositivos de encaixe rápido, regula a posição do selim e a altura do guidom, familiarizando-se com a cadência e os dois níveis de carga.

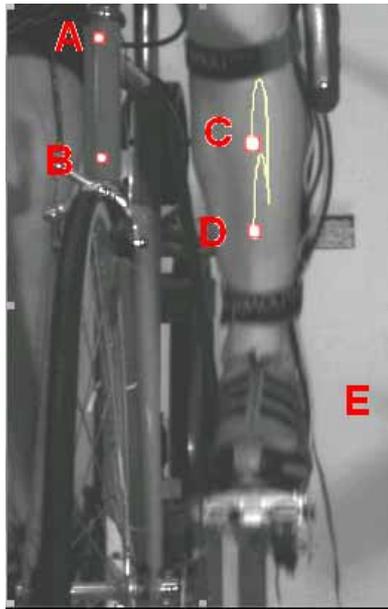
## 5.4 PROCESSAMENTO DOS DADOS E RESULTADOS

Cada experimento foi representado por um ciclista e composto de oito condições de ensaios, gerando oito arquivos de vídeo, dezesseis arquivos de dados (dois por ensaio) e um arquivo de referência. Os arquivos de vídeo apresentam a digitalização da imagem dos ensaios por um período de dez segundos com uma frequência de 120 quadros por segundo. Os arquivos de dados apresentam os dados de forças, momentos, ângulos e sincronismo utilizando um sistema de aquisição de dados com uma frequência de amostragem de 600 amostras por segundo. O arquivo de referência registra o desbalanço inicial do sistema de medição sem carga e define a posição do pé-de-vela no ponto morto superior em relação ao potenciômetro.

### 5.4.1 PROCESSAMENTO DOS ARQUIVOS DE CINEMETRIA

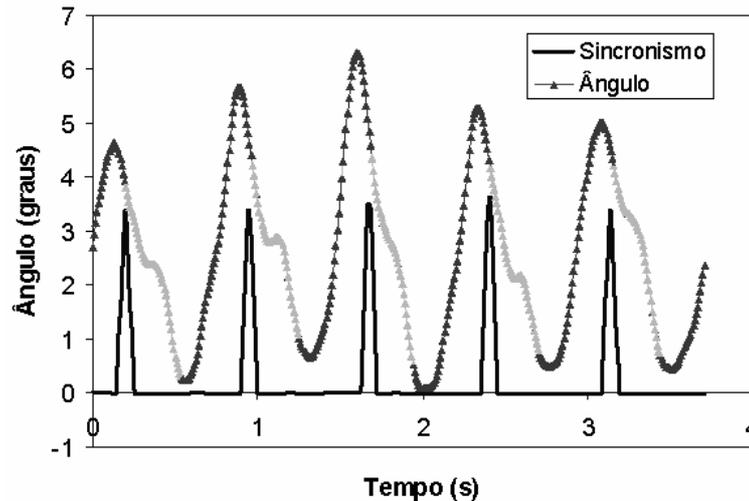
Os arquivos de vídeo de cada ensaio foram pós-processados pelo software DMAS, que através da digitalização automática das coordenadas dos marcadores reflexivos permitiu o cálculo do ângulo de inclinação relativo da tíbia durante a fase de propulsão. Este ângulo é definido pelo ângulo relativo entre o vetor de orientação do quadro e o vetor de orientação da tíbia, descrevendo o comportamento da inclinação da tíbia ao longo da fase de propulsão da pedalada. O vetor da orientação do quadro da bicicleta foi definido pelo vetor  $\overline{AB}$  e pelo vetor orientação da tíbia  $\overline{CD}$ . (Figura 5.10)

A digitalização das coordenadas dos marcadores da tíbia apresenta uma descontinuidade durante a fase de recuperação devido à inclinação da tíbia. Esta limitação permite apenas a representação do ângulo de inclinação durante a fase de propulsão, definida pela primeira metade do ciclo da pedalada. O início do ciclo da pedalada é definido pelo sincronizador, que é acionado por um sensor de passagem quando o ângulo pé-de-vela é zero.



**Figura 5.10** Imagem digitalizada ilustrando quatro marcadores reflexivos **A, B, C e D**, formando o vetor de referencia do quadro  $\overrightarrow{AB}$  e o vetor tíbia  $\overrightarrow{CD}$ .

Em cada arquivo de vídeo adquirido foi selecionada uma seqüência de 10 ciclos de pedalada, os ciclos foram recortados pelo sincronismo e normalizados em função do ciclo completo. Foram calculados os valores médios durante a fase de propulsão, que corresponde ao intervalo angular entre zero e 180° graus do ângulo do pé-de-vela (0-50% do ciclo da pedalada).A Figura 5.11 descreve o ângulo relativo da inclinação da tíbia e o sincronismo.

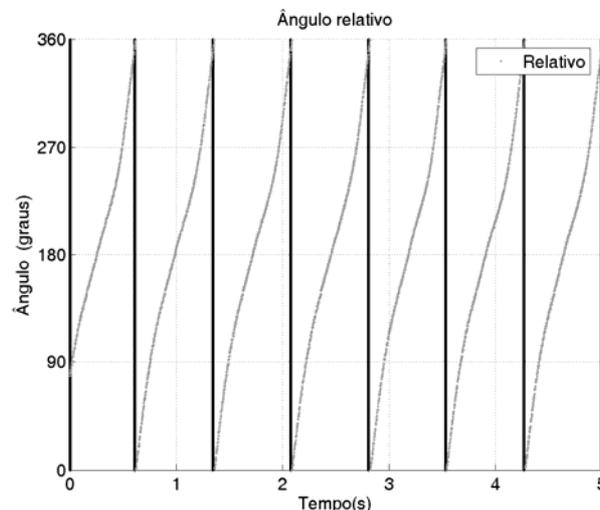


**Figura 5.11** Gráfico do sincronismo e ângulo da tíbia ao longo do tempo de coleta

#### 5.4.2 PROCESSAMENTO DOS ARQUIVOS DE DADOS DE FORÇA E ÂNGULO

O processamento dos dados permite a obtenção das forças, momentos e ângulos dos ensaios e o cálculo dos demais resultados.

Os arquivos de dados de força e ângulo foram adquiridos através do software SAD32, gerando arquivos de binários de extensão (.SAD), todos estes arquivos foram o armazenados e processados em ambiente matemático computacional *MatLab*® onde ficaram disponível através de um armazenamento de variáveis estruturadas. Cada arquivo binário é composto por oito canais, o desbalanço normal ( $VF_y$ ), desbalanço tangencial ( $VF_x$ ), desbalanço lateral ( $VF_z$ ), desbalanço do momento normal ( $VM_y$ ), desbalanço do momento do frontal ( $VM_x$ ), desbalanço do momento lateral ( $VM_z$ ), tensão do potenciômetro rotacional (*ângulo relativo*) e o pulso do cadenciômetro (definindo o PMS).



**Figura 5.12** Ângulo relativo do pedal esquerdo no intervalo de 5 segundo correspondendo a aproximadamente sete ciclos de pedalada. As linhas sólidas verticais representam os ciclos de pedalada.

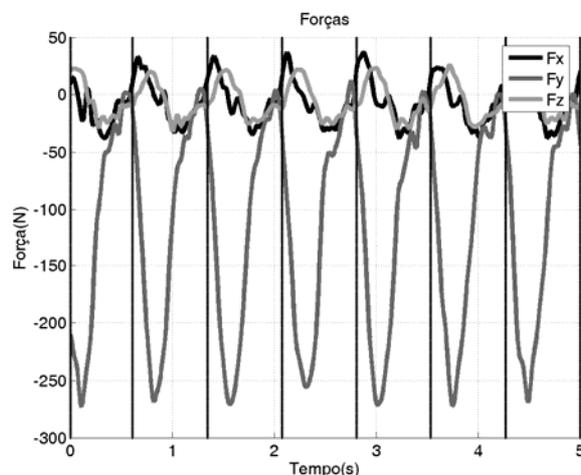
O *ângulo relativo do pedal* esquerdo (Figura 5.12) é obtido através de potenciômetro rotacional. Apresenta um comportamento cíclico com uma amplitude de 360 graus. A posição inicial do potenciômetro é registrada pelo arquivo de referência e subtraído do potenciômetro. A conversão de tensão para ângulo ocorre segundo a equação (55).

$$\text{Ang}_{\text{Relativo}} = \frac{(\text{Pot} - \text{Pot}_{\text{min}})}{\text{Pot}_{\text{max}} - \text{Pot}_{\text{min}}} 360 \quad (55)$$

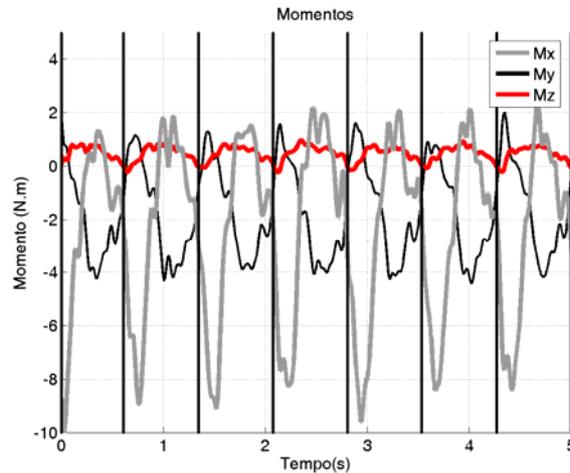
onde  $\text{Ang}_{\text{relativo}}$  = ângulo relativo (graus),  $\text{Pot}$  = sinal do potenciômetro corrigido e  $\text{Pot}_{\text{min}}$  = valor do potenciômetro mínimo e  $\text{Pot}_{\text{max}}$  = valor do potenciômetro máximo.

Os *desbalanços* das seis componentes da plataforma foram subtraídos os do arquivo de referencia médio de cada componente e filtrados utilizando um filtro Butterworth de quinta ordem com uma freqüência de corte de 50Hz com a finalidade de reduzir a interferência de freqüências indesejáveis e suavizar a os resultados gerando a matriz de desbalanço [V]. A conversão dos valores de desbalanço em força é obtida aplicando a equação (51) e sua respectiva matriz de sensibilidade equação (53) e matriz de calibração equação (54) descritas no capítulo 4.

Os resultados das forças e momentos da conversão utilizando a matriz de calibração e de sensibilidade estão ilustrados na Figura 5.13 e Figura 5.14, representados por sete ciclos completos em um intervalo de cinco segundos.



**Figura 5.13** Representação de sete ciclos das forças normal ( $F_y$ ), tangencial ( $F_x$ ) e lateral ( $F_z$ ) orientadas pelo sistema de coordenadas do pedal. As linhas sólidas verticais representam os ciclos de pedalada.

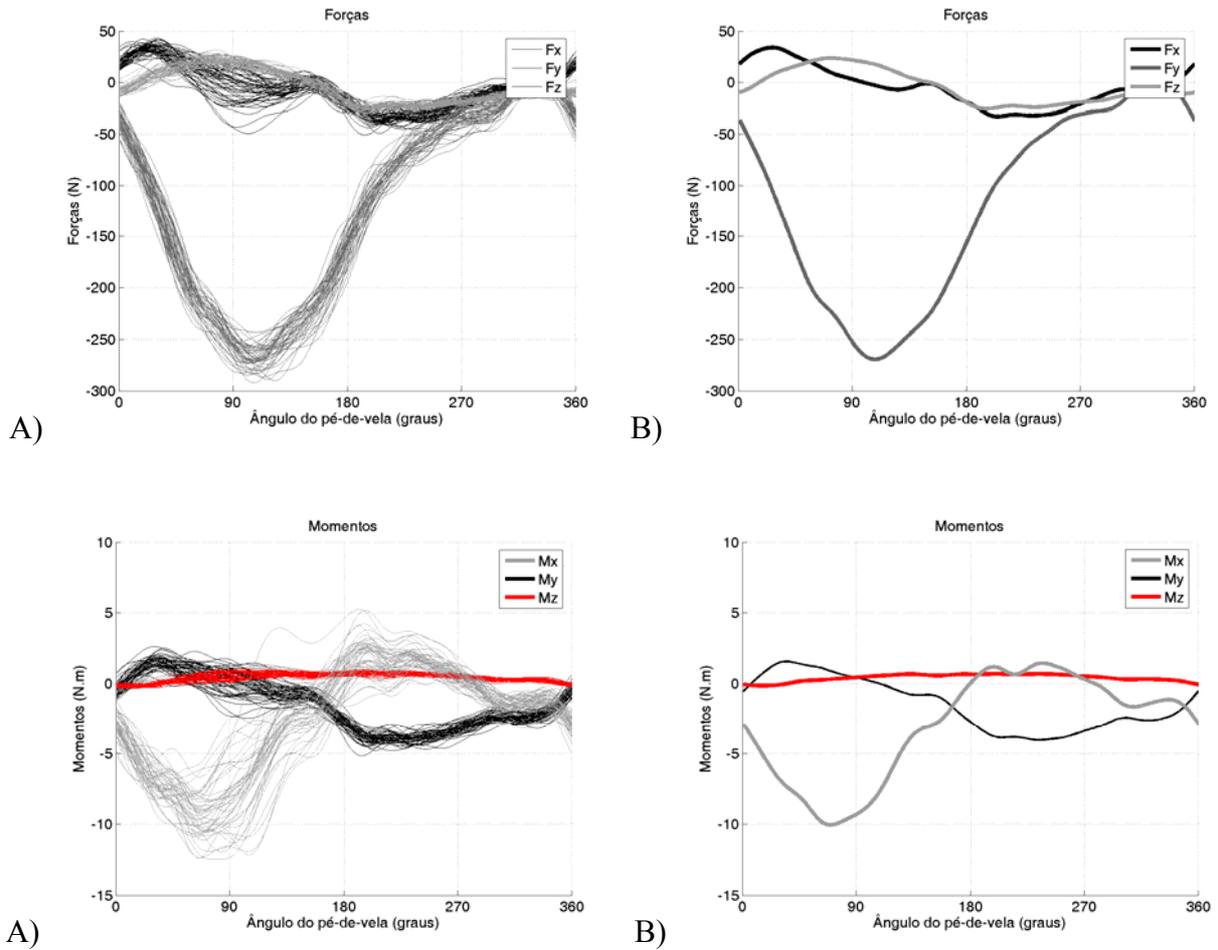


**Figura 5.14** Representação de sete ciclos dos momentos normal ( $M_y$ ), tangencial ( $M_x$ ) e lateral ( $M_z$ ) orientadas pelo sistema de coordenadas do pedal. As linhas sólidas verticais representam os ciclos de pedalada.

As forças resultantes, efetivas e inefetivas foram calculadas pelas equações (5, 7 e 8). O ângulo relativo ( $\alpha$ ) é uma variável destas equações não foi filtrado diretamente devido a sua descontinuidade cíclica, mas suas componentes  $\text{seno}(\alpha)$  e  $\text{cosseno}(\alpha)$  foram calculadas e filtradas individualmente utilizando um filtro Butterworth de quinta ordem e com frequência de corte de 50Hz.

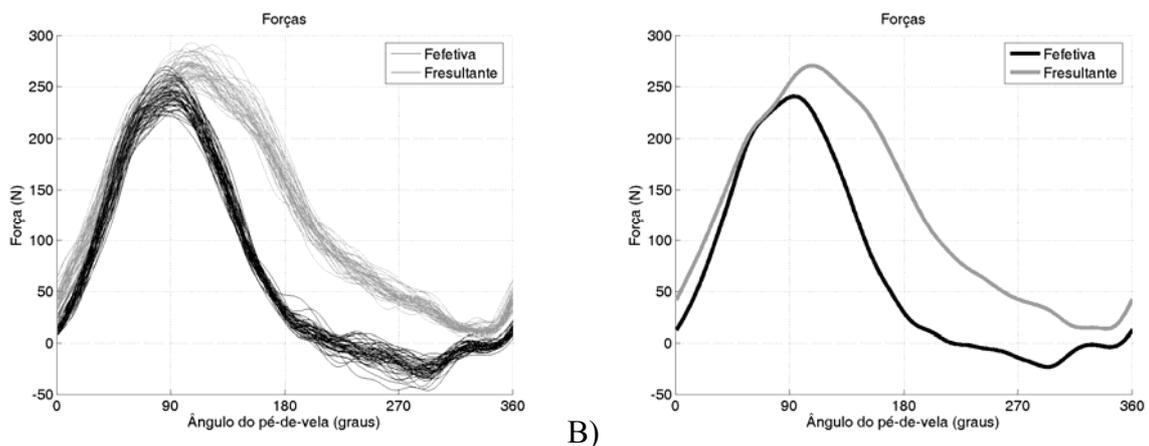
Os dados temporais foram divididos em ciclos de pedalada, definido pelo intervalo entre dois pulsos do cadenciômetro. Os dados recortados foram normalizados em relação ao ciclo da pedalada (0-100%), assumindo uma velocidade angular do pé-de-vela constante.

Todos os dados recortados e normalizados foram armazenados de uma maneira estruturada para o cálculo de parâmetros representativos destes ensaios. Cada ensaio foi representado por quarenta ciclos e devido à interpolação dos dados foi obtida uma curva média destes ciclos. A Figura 5.15 descreve as forças ( $F_x$ ,  $F_y$  e  $F_z$ ) e os momentos ( $M_x$ ,  $M_y$  e  $M_z$ ) normalizadas individualmente pelo ciclo da pedalada e o seu valor médio.

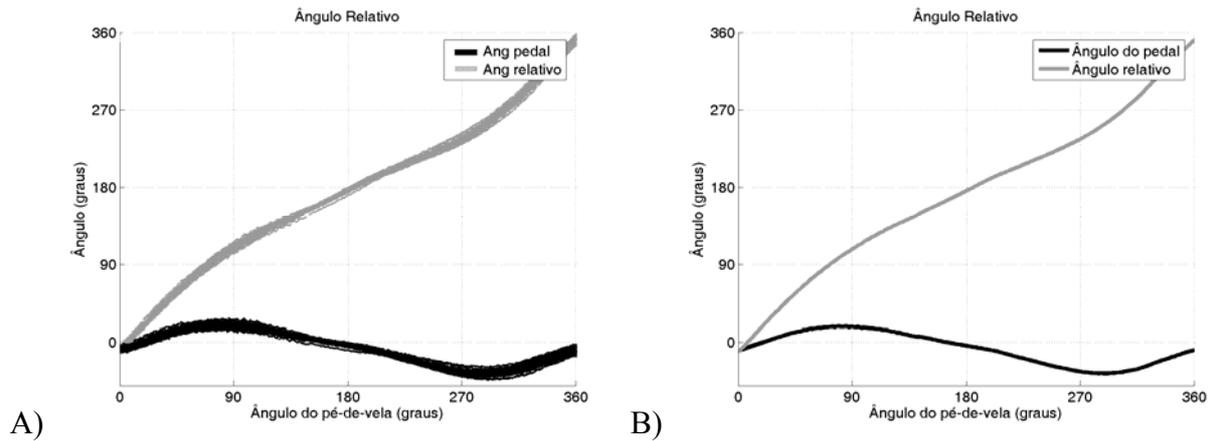


**Figura 5.15** Gráfico das curvas de forças e momentos normalizadas pelo ciclo da pedalada. A) todas as curvas B) valores médios do 40 ciclos.

Os dados calculados de força resultante e força efetiva (Figura 5.16), e os ângulo relativo e do pedal (Figura 5.17) também estão disponíveis individualmente permitindo o calculo do índice de efetividade do ciclo, equação (56) e da potência transmitida pelo pedal esquerdo de cada ciclo de pedalada, equação(57).



**Figura 5.16** Gráfico da força efetiva e força resultante



**Figura 5.17** Gráfico dos ângulos relativo e do pedal.

A *cadência* de cada ciclo foi calculada pelo período entre dois pulsos do cadenciômetro. Cada pulso identifica o ângulo zero do pé-de-vela em cada ciclo. A unidade usual da cadência é rotações por minuto (rpm).

$$IE_{ciclo} = \frac{\sum F_{efetiva}}{\sum |Fr|} \quad (56)$$

onde  $IE$  = índice de efetividade,  $F_{efetiva}$  = força efetiva e  $|Fr|$  = magnitude da força resultante.

$$P_{efetiva} = \sum_1^n \left( \frac{F_{efetiva}}{n} \right) \cdot l_{pv} \cdot 2\pi \cdot cadencia \quad (57)$$

onde  $P_{efetiva}$  = potência transmitida para o movimento

### 5.4.3 NORMALIZAÇÃO

A normalização é uma técnica da obtenção de variáveis adimensionais, permitindo a comparação relativa dos dados com parâmetros de referência, permitindo a comparação direta com outros ensaios. As variáveis de controle de cadência e potência são as mais utilizadas no ciclismo, sua variação e controle influenciam nos resultados dinamométricos e cinemáticos da pedalada. A normalização dos dados dinamométricos por estas duas variáveis permite a comparação da forma com que os dados dinamométricos são aplicados ao longo do ciclo da pedalada em relação a uma referência característica de cada ciclo. Esta característica comum em relação à frequência da cadência é o ciclo de uma pedalada e em relação aos dados dinamométricos esta relacionada com a força efetiva.

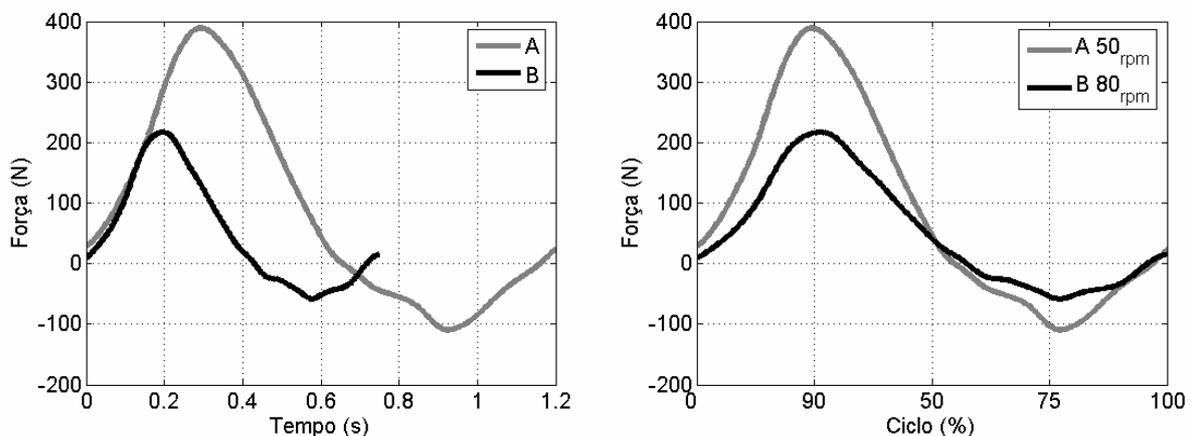
Os dados dinamométricos são descritos em função do tempo e a Figura 5.18A apresenta duas curvas A e B com duas condições de ensaios distintas, o ensaio A apresenta uma cadência de 50 rpm e 73 W e o ensaio B apresenta uma cadência de 80 rpm e uma potência de 67W. Com base nestes dados será apresentada uma nova maneira de representar estes dados dinamométricos.

A simples representação da força em função do tempo pode-se afirmar que a cadência de B é maior que a cadência de A e permite estabelecer uma relação entre os impulsos das duas curvas obtendo uma avaliação quantitativa entre as curvas, não permite comparar suas formas, que devido à natureza cíclica do movimento apresentam características similares.

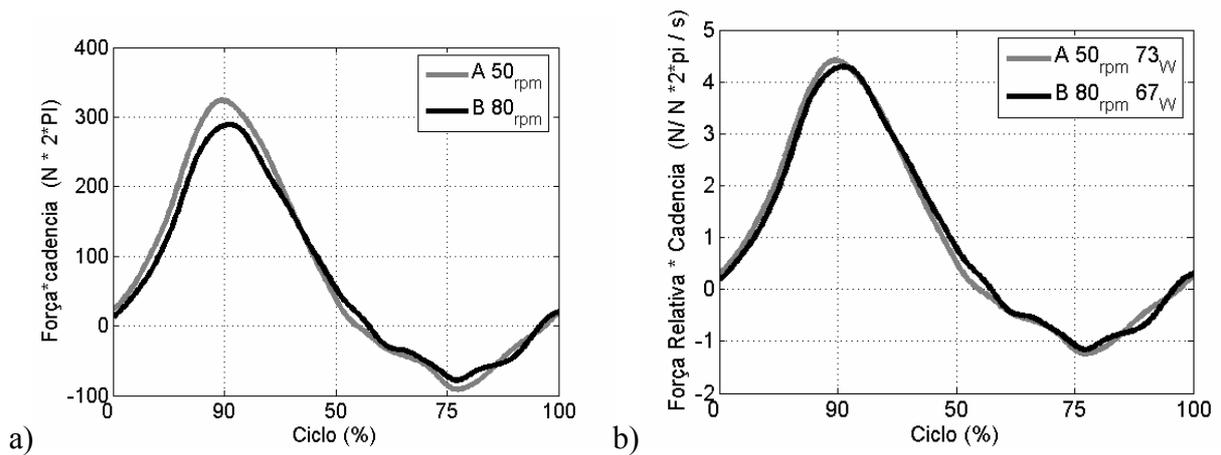
A normalização em relação ao ciclo da pedalada (Figura 5.18B) é a forma de representação mais utilizada e deve ser acompanhada sempre de sua respectiva cadência. Os valores de força permanecem em suas unidades originais ficando a análise em relação ao ciclo. A normalização em relação à cadência e potência permite modificar a amplitude destas forças para uma comparação direta.

A normalização em relação a cadência é a multiplicação dos dados de força por sua frequência permite uma comparação direta da forma da força ao longo do ciclo independente da cadência utilizada (Figura 5.19A).

A potência transmitida é outro parâmetro que interfere na amplitude da força, a normalização utilizando a força efetiva media combinada com a cadência permite comparar a amplitude relativa das forças entre diferentes desempenhos (Figura 5.19B).



**Figura 5.18** Dados dinamométricos de força em função do tempo e em função do ciclo da pedalada.



**Figura 5.19** Dados dinamométricos normalizados pela cadência (impulso) e normalizados pela cadência e pela potência.

#### 5.4.4 FORMA DE ANALISAR OS RESULTADOS

A partir dos dados processados e armazenados os resultados devem ser preparados para a análise. Os ensaios foram comparados de uma maneira direta em relação a um ensaio de referencia. Os arquivos de referência dependem da variável utilizada pelo ensaio. Quando a variável era o acessório, o arquivo de referencia é da palmilha neutra. Quando a variável era a carga, o arquivo de referencia era a carga baixa.

Os resultados foram comparados diretamente com uma referencia, através de um *teste t*, que testa a hipótese de duas amostras que apresentam a média são significativamente iguais e desvio padrão igual. Foi utilizado um intervalo de confiança de 95% ( $p = 0.05$ ) descrito pela equação (58).

$$T = \frac{\bar{x} - \bar{y}}{s \sqrt{\frac{1}{n} + \frac{1}{m}}} \quad (58)$$

onde  $T$  = valor o teste estatístico,  $x$  = valor médio da amostra  $x$ ,  $y$  = valor médio da amostra  $y$ ,  $n$  = tamanho da amostra  $x$  e  $m$  = tamanho da amostra  $y$ .

Cada resultado de uma amostra de quarenta ensaios é apresentado em uma tabela utilizando quatro colunas. A primeira coluna (*ensaio*) identifica o nome ensaio analisado. A segunda coluna (*media DP*) corresponde ao valor médio e o desvio padrão da amostra. A terceira coluna (*Sig 1*) não será nula, caso apresente diferença significativa em relação ao dispositivo de referencia (*palmilha normal*) onde serão apresentados os tipos de acessório, a carga e a diferença

entre as amostras. A última coluna (*Sig 2*) não será nula caso apresente diferença significativa em relação à mudança da carga onde serão apresentados os tipos de acessório, a carga e a diferença entre as amostras.

**Tabela 5.4** Tabela amostra dos resultados de significância

<i>Ensaio</i>	<i>media (DP)</i>	<i>sig 1</i>	<i>Sig 2</i>
NA_PP_CA	-59.3 (3.0)	*a(-5.8)	#(-9.9)
NA_PP_CB	-61.3 (4.7)	!b(-7.8)	^(-9.8)

\*a diferença significativa da palmilha comparando com referência da palmilha neutra da carga alta ( $p>0.05$ ).

!a diferença significativa do anel afastador comparando com referência da palmilha neutra da carga alta ( $p>0.05$ ).

\*b diferença significativa da palmilha comparando com referência da palmilha neutra da carga baixa ( $p>0.05$ ).

!b diferença significativa do anel afastador comparando com referência da palmilha neutra da carga baixa ( $p>0.05$ ).

# diferença significativa comparando o acessório palmilha com a carga alta e baixa. ( $p>0.05$ ).

^ diferença significativa comparando o anel afastador com a carga alta e baixa. ( $p>0.05$ ).

Também foram calculados os valores médios das componentes de cada ciclo em intervalos de 45 graus segundo as fases geométricas das pedaladas.

O resultado da curva média de cada ensaio foi apresentado graficamente e subtraído da curva média do ensaio de referencia oferecendo a forma da variação devido à utilização de determinado acessório. Com estes conjuntos de resultados disponibilizou-se os resultados para a análise.

## 5.5 APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Os dados originais, intermediários e processados estão disponíveis em uma única base de dados onde todos os ciclos de cada ensaio podem ser acessados em função do número do experimento, número do ensaio e do número do ciclo do ensaio, permitindo a análise e comparação entre diferentes ensaios ou diferentes atletas.

Os resultados foram baseados na performance de três ciclistas em oito ensaios replicados duas vezes e 40 ciclos cada ensaio, totalizando 960 ciclos de ensaios.

A utilização de duas cargas para cada acessório permite a verificação do comportamento através de mais uma variável, modificando a técnica empregada, o que pode se identificada pelos valores obtidos pelo índice de efetividade. Nos ensaios cujos valores

apresentarem uma diferença entre as cargas alta e baixa, será adotada a carga alta por representar um esforço maior.

### 5.5.1 ÍNDICE DE EFETIVIDADE

O *índice de efetividade (IE)* define a efetividade da pedalada relacionando a força aplicada sobre o pedal e a força transmitida para o movimento. Os resultados estão descritos na Tabela 5.5.

A utilização do anel afastador apresentou o mesmo comportamento nas cargas altas e baixas, mas com resultados opostos para o ciclista A em relação aos ciclistas B e C. enquanto o ciclista A diminuiu 7.8% o *IE* com a utilização deste acessório o ciclista B aumentou 3% e o ciclista C aumentou em 4.6% na carga alta. Para a carga baixa os valores foram de -3,0% para o ciclista A, 3,0% para o ciclista B e +5,0 % para o ciclista C. Permitindo concluir que o anel afastador influencia significativamente a efetividade, porém deve levar em conta o tipo de alinhamento articular.

**Tabela 5.5** Resultados tabelados do Índice de Efetividade (adimensional).

<i>Ensaio</i>	<i>Ciclista A</i>			<i>Ciclista B</i>			<i>Ciclista C</i>		
	<u>Media (DP)</u>	<u>Sig_1</u>	<u>Sig_2</u>	<u>Media (DP)</u>	<u>Sig_1</u>	<u>Sig_2</u>	<u>Media (DP)</u>	<u>Sig_1</u>	<u>Sig_2</u>
AN_PP_CA	54.38 (2.63)		#(3.57)	68.35 (3.43)	*a(4.71)	#(18.71)	42.45 (1.86)	*a(-1.52)	#(10.41)
AN_PS_CA	59.32 (3.04)	*a(5.76)	#(9.90)	61.69 (4.38)	*a(-1.95)	#(11.88)	43.72 (2.95)		#(11.45)
AN_PN_CA	53.56 (3.23)		#(5.01)	63.64 (4.08)		#(11.17)	43.97 (2.01)		#(11.89)
AD_PN_CA	61.33 (4.65)	!a(7.77)	^(9.77)	60.63 (2.89)	!a(-3.01)	^(11.16)	39.32 (2.79)	!a(-4.64)	^(12.26)
AN_PP_CB	50.81 (6.11)			49.64 (3.43)	*b(-2.83)		32.03 (1.58)		
AN_PS_CB	49.42 (4.35)			49.81 (3.55)	*b(-2.66)		32.27 (2.03)		
AN_PN_CB	48.55 (3.83)			52.47 (3.06)			32.08 (1.71)		
AD_PN_CB	51.56 (5.15)	!b(3.01)		49.47 (4.42)	!b(-3.00)		27.07 (1.47)	!b(-5.01)	

\*a diferença significativa da palmilha comparando com referencia da palmilha neutra da carga alta (p>0.05).

!a diferença significativa do anel afastador comparando com referencia da palmilha neutra da carga alta (p>0.05).

\*b diferença significativa da palmilha comparando com referencia da palmilha neutra da carga baixa (p>0.05).

!b diferença significativa do anel afastador comparando com referencia da palmilha neutra da carga baixa (p>0.05).

# diferença significativa comparando o acessório palmilha com a carga alta e baixa.(p>0.05).

^ diferença significativa comparando o anel afastador com a carga alta e baixa.(p>0.05).

A utilização das palmilhas na carga baixa não apresentou diferenças significativas para o ciclista A e o ciclista C, mas apresentaram um aumento de 2,8% na palmilha pronadora e 2,7% na palmilha supinadora para o ciclista B. A obtenção dos mesmos tipos resultados para as duas palmilhas do ciclista B indica que na carga baixa não é sensível para a verificação da mudança da efetividade. A utilização das palmilhas na carga alta indicou um comportamento diferente entre os ciclistas. As principais conclusões são que para o ciclista A ocorreu uma

redução de -5,8% com a utilização da palmilha supinadora, para o ciclista A, o ciclista B apresentou diferenças no comportamento utilizando as palmilhas pronadora e supinadora com -4,7% e 1,9%. Enquanto o ciclista c apresentou um aumento no IE de 1,5%.

### 5.5.2 MOMENTO $M_y$

Os esforços referentes a componente do momento  $M_y$  (normal ao plano normal do pedal) tem uma relação direta com os esforços na articulação do joelho. Com a utilização das palmilhas, modificando o alinhamento articular do tornozelo e do joelho, o aumento dos esforços nas articulações do joelho não é desejável. A Tabela 5.6 descreve o comportamento destes esforços.

O momento  $M_y$  não é influenciado pela palmilha pronadora para todos os ciclistas com a carga alta. Com a carga baixa, ocorre uma redução no ciclista A e um aumento para o ciclista C.

O momento  $M_y$  diminui para os ciclistas A e B quando é utilizada a palmilha supinadora. O ciclista C apresenta uma redução com a carga alta e um aumento com a carga baixa.

O momento  $M_y$ , quando é utilizado o anel afastador, diminui para o ciclista C. Para o ciclista A influencia apenas na redução com carga baixa e o ciclista B aumenta com carga alta.

Com o aumento da carga, aumentou o  $M_y$  com exceção do ciclistas C que diminuiu utilizando carga alta e do ciclista A que não foi afetado com a utilização do anel afastador.

**Tabela 5.6** Resultados tabelados do momento  $M_y$  (N.m).

<i>Ensaio</i>	<i>Ciclista A</i>			<i>Ciclista B</i>			<i>Ciclista C</i>		
	Media (DP)	Sig 1	Sig 2	Media (DP)	Sig 1	Sig 2	Media (DP)	Sig 1	Sig 2
AN_PP_CA	-4.18 (0.34)		#(-0.22)	-2.60 (0.39)		#(-0.72)	-6.47 (2.90)		#(-1.46)
AN_PS_CA	-4.12 (0.28)	*a(0.19)	#(-0.73)	-2.09 (0.46)	*a(0.38)	#(-0.45)	-2.56 (0.48)	*a(4.75)	#(3.92)
AN_PN_CA	-4.31 (0.40)			-2.46 (0.37)		#(-0.65)	-7.31 (2.07)		#(-3.81)
AD_PN_CA	-4.24 (0.46)		^(-0.95)	-2.68 (0.36)	!a(-0.21)	^(-0.85)	-2.41 (0.83)	!a(4.89)	^(-1.40)
AN_PP_CB	-3.96 (0.43)	*b(0.34)		-1.88 (0.34)			-5.01 (1.28)	*b(-1.51)	
AN_PS_CB	-3.39 (0.39)	*b(0.92)		-1.63 (0.29)	*b(0.18)		-6.48 (1.50)	*b(-2.98)	
AN_PN_CB	-4.30 (0.31)			-1.81 (0.18)			-3.50 (0.99)		
AD_PN_CB	-3.28 (0.45)	!b(1.02)		-1.83 (0.32)			-1.01 (0.30)	!b(2.49)	

### 5.5.3 TÉCNICA DA PEDALADA

Os ciclistas apresentam técnicas diferente para a realização do movimento da pedalada o que pode ser constatado pelo ângulo do pedal, descrito pela Tabela 5.7, onde o valor médio de todos os ensaios foi de -7 graus, do ciclista B -15 e do ciclista C de -20 graus.

**Tabela 5.7** Resultados tabelados do Ângulo do pedal médio (graus).

<i>Ensaio</i>	<i>Ciclista A</i>			<i>Ciclista B</i>			<i>Ciclista C</i>		
	Media (DP)	Sig 1	Sig 2	Media (DP)	Sig 1	Sig 2	Media (DP)	Sig 1	Sig 2
AN_PP_CA	-6.6 (1.9)	*a(2.3)		-15.1 (1.6)		#(0.6)	-21.0 (2.3)	*a(1.9)	
AN_PS_CA	-6.1 (1.5)	*a(2.8)	#(0.6)	-18.4 (1.9)	*a(-3.0)	#(-2.5)	-21.1 (1.6)	*a(1.8)	#(0.4)
AN_PN_CA	-8.9 (1.7)		#(0.1)	-15.4 (1.7)			-22.9 (2.6)		#(-3.2)
AD_PN_CA	-5.0 (1.6)	!a(3.9)		-12.8 (1.4)	!a(2.6)	^(-1.6)	-17.4 (2.6)	!a(5.5)	
AN_PP_CB	-7.3 (1.3)	*b(1.6)	.	-15.8 (1.3)		.	-21.3 (1.8)	*b(-1.6)	.
AN_PS_CB	-6.7 (1.5)	*b(2.3)	.	-15.9 (1.4)	*b(-0.6)	.	-21.5 (1.2)	*b(-1.9)	.
AN_PN_CB	-9.0 (2.0)		.	-15.3 (0.9)		.	-19.6 (2.1)		.
AD_PN_CB	-5.7 (1.9)	!b(3.2)	.	-11.2 (1.6)	!b(4.2)	.	-16.8 (1.5)	!b(2.8)	.

### 5.5.4 CADÊNCIA

A cadência foi utilizada como um parâmetro de controle, os ciclistas deveriam manter uma cadência de 80 rpm. Os ciclistas atingiam esta cadência e deveriam manter um ritmo constante durante, os resultados das médios das cadências utilizadas neste trabalho estão descritas na Tabela 5.9. Os resultados descrevem algumas variações da cadência, que através na normalização dos dados de força em relação à cadência utilizando podem anular a influência desta variação.

**Tabela 5.8** Resultados tabelados da cadência (rpm)

<i>Ensaio</i>	<i>Ciclista A</i>			<i>Ciclista B</i>			<i>Ciclista C</i>		
	Media (DP)	Sig 1	Sig 2	Media (DP)	Sig 1	Sig 2	Media (DP)	Sig 1	Sig 2
AN_PP_CA	81.6 (0.8)	*a(1.6)	#(0.3)	80.1 (0.8)		#(-2.2)	80.5 (0.9)		
AN_PS_CA	82.7 (1.0)	*a(2.7)	#(2.1)	80.7 (1.0)	*a(0.8)	#(-1.6)	80.0 (1.3)	*a(-0.9)	
AN_PN_CA	80.0 (0.7)		#(-0.7)	79.9 (0.9)		#(-2.6)	80.9 (1.1)		#(-0.7)
AD_PN_CA	82.0 (0.9)	!a(2.0)		80.0 (0.7)		^(-2.3)	80.2 (0.8)	!a(-0.6)	
AN_PP_CB	81.4 (0.8)	*b(0.7)		82.3 (0.6)			84.1 (2.2)	*b(2.5)	
AN_PS_CB	80.6 (0.9)			82.3 (0.7)			81.6 (1.6)		
AN_PN_CB	80.7 (0.8)			82.5 (0.7)			81.6 (1.4)		
AD_PN_CB	81.8 (0.9)	!b(1.1)		82.3 (0.8)			80.1 (1.3)	!b(-1.5)	

### 5.5.5 POTÊNCIA TRANSMITIDA PELO PEDAL ESQUERDO

A potência resistiva foi ajustada pela colocação de dois pesos conhecidos no cicloergômetro e pela velocidade angular do volante. O ciclista através de seus dois membros inferiores (direito e esquerdo) gera uma potência que equilibra o sistema. A potência transmitida pelo pedal esquerdo é resultado da força efetiva e da cadência. A Tabela 5.9 descreve a potência transmitida pelo pedal esquerdo de cada ensaio, devido as variações a normalização em relação a potência, ou sua componente efetiva permite anular a influência da variação deste parâmetro.

**Tabela 5.9** Resultados tabelados da potência (watt)

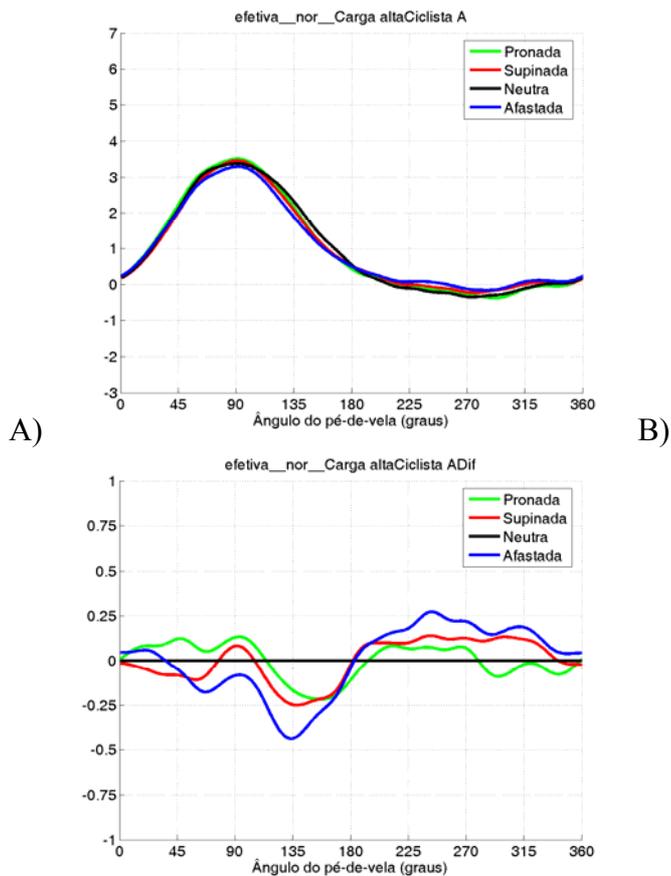
<i>Ensaio</i>	<i>Ciclista A</i>			<i>Ciclista B</i>			<i>Ciclista C</i>		
	Media (DP)	Sig 1	Sig 2	Media (DP)	Sig 1	Sig 2	Media (DP)	Sig 1	Sig 2
AN_PP_CA	100.5 (4.9)	*a(9.2)	#(34.1)	92.0 (7.0)	*a(3.3)	#(33.6)	100.8 (4.9)		#(32.0)
AN_PS_CA	105.8 (4.9)	*a(14.4)	#(38.3)	86.0 (6.6)	*a(-2.7)	#(28.5)	97.1 (6.1)	*a(-4.3)	#(32.5)
AN_PN_CA	91.4 (4.8)		#(26.7)	88.7 (6.4)		#(26.0)	101.4 (5.6)		#(37.5)
AD_PN_CA	108.3 (5.2)	!a(17.0)	^(44.7)	88.5 (4.3)		^(24.7)	91.6 (8.0)	!a(-9.8)	^(38.1)
AN_PP_CB	66.5 (4.4)		.	58.4 (4.1)	*b(-4.3)	.	68.8 (4.6)	*b(4.9)	.
AN_PS_CB	67.5 (4.3)	*b(2.8)	.	57.5 (4.0)	*b(-5.3)	.	64.5 (5.3)		.
AN_PN_CB	64.7 (4.1)		.	62.7 (2.6)		.	63.9 (4.0)		.
AD_PN_CB	63.6 (4.2)		.	63.8 (4.0)		.	53.5 (3.8)	!b(-10.4)	.

Com base nestes resultados podemos afirmar que a utilização destes acessórios modifica involuntariamente a orientação dos segmentos envolvidos na pedalada e dependendo do tipo de alinhamento articular estes acessórios podem ser indicados. A correta indicação destes acessórios deve ser precedida de uma avaliação articular e se possível com um acompanhamento de um ensaio dinamométrico.

### 5.5.6 FORÇA EFETIVA

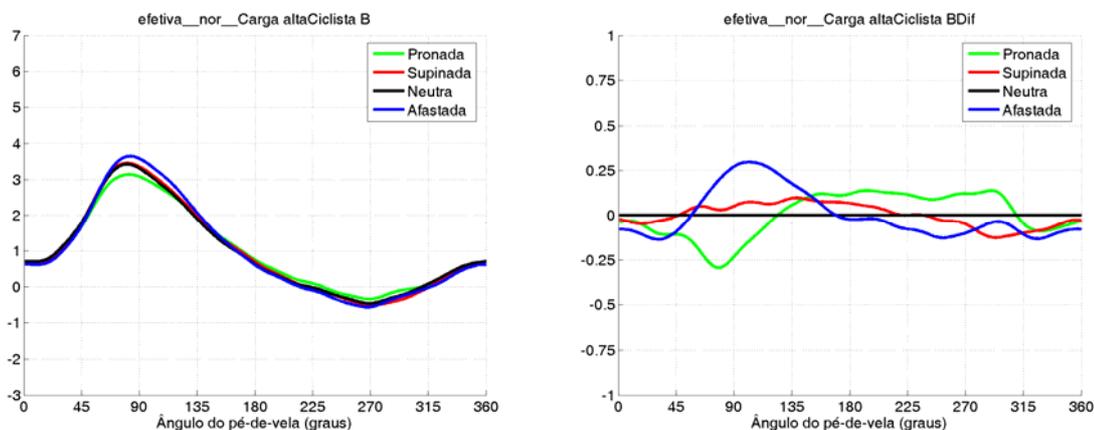
A força efetiva é o resultado da aplicação da força sobre o pedal. Os gráficos da Figura 5.20, Figura 5.21 e Figura 5.22 descrevem a *força efetiva relativa*, e a diferença entre os acessórios e a referencia. A denominação *força efetiva relativa* foi criada por este trabalho representando a força efetiva normalizada pela cadência e pela força efetiva média, com uma unidade adimensional.

O ciclista A segundo a Figura 5.20A, através da interpretação da Figura 5.20B, utilizando o anel afastador apresentou para a mesma potência um valor de força efetiva relativa menor na fase de propulsão e na fase de recuperação, determinando o ensaio mais efetivo.



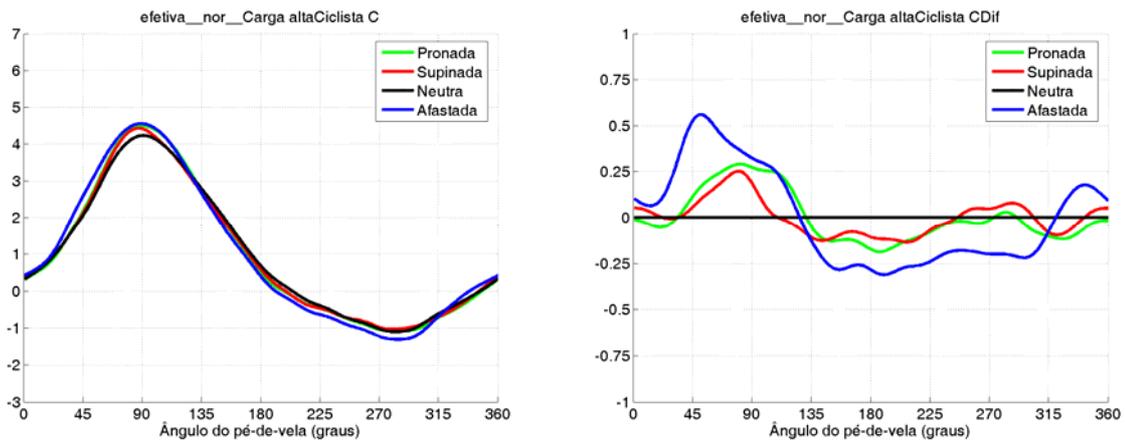
**Figura 5.20** A) Resultados da força efetiva relativa do ciclista A utilizando os acessórios de palmilha pronadora, supinadora, neutra e afastada; e B) a diferença destas forças em relação à palmilha neutra.

O ciclista B segundo a Figura 5.21A, através da interpretação da Figura 5.21B, utilizando a palmilha pronadora apresentou para a mesma potência um valor de força efetiva relativa menor na fase de propulsão e na fase de recuperação, determinando o ensaio mais efetivo, ou seja utilizou menos força no pedal para o mesmo trabalho realizado.



**Figura 5.21** A) Resultados da força efetiva relativa do ciclista A utilizando os acessórios de palmilha pronadora, supinadora, neutra e afastada; e B) a diferença destas forças em relação à palmilha neutra.

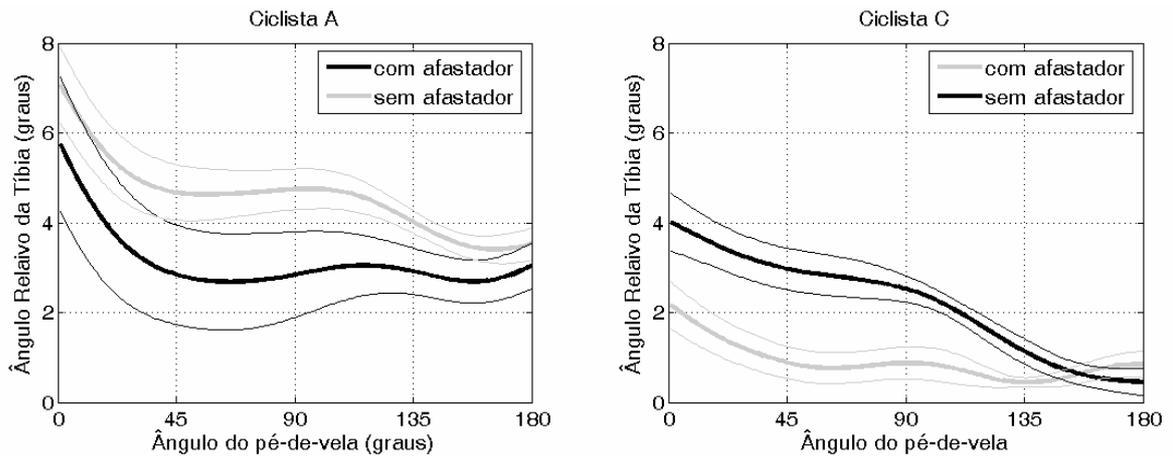
O ciclista C segundo a Figura 5.22A, através da interpretação da Figura 5.22B, utilizando a palmilha pronadora apresentou para a mesma potência um valor de força efetiva relativa menor na fase de propulsão e na fase de recuperação, determinando o ensaio mais efetivo.



**Figura 5.22** A) Resultados da força efetiva relativa do ciclista A utilizando os acessórios de palmilha pronadora, supinadora, neutra e afastada; e B) a diferença destas forças em relação à palmilha neutra.

### 5.5.7 INCLINAÇÃO DA TÍBIA

O ângulo de inclinação da tíbia mostrou-se em uma visual com uma grande variação de padrões, fazendo com que a análise desta variável fosse utilizada apenas de uma maneira qualitativa. A posição onde ocorre à extensão máxima do joelho é uma crítica para esta articulação, onde devido a diferenças na articulação do joelho ocorre a rotação interna da tíbia, a diminuição da variação angular durante o segundo quadrante (0 a 90 graus) permite uma pedalada mais estável. O ciclista A apresenta uma inclinação média do ângulo da tíbia maior que o ciclista C, nas condições com e sem o afastador.



**Figura 5.23** Ângulo da inclinação da tíbia do ciclista A e do ciclista C. Ensaio com o anel afastador e sem o anel afastador.

## **CAPÍTULO 6**

### **CONCLUSÕES**

Com base nos resultados apresentados podemos afirmar que os ciclistas não tiveram um comportamento uniforme em relação aos resultados. Este resultado se deve ao tipo de alinhamento articular, experiência e técnica empregada por cada ciclistas.

De acordo com as hipóteses formuladas no capítulo 5 e baseadas na condição de carga alta podemos concluir que:

A hipótese H1.1a referente ao aumento da efetividade da palmilha pronadora foi comprovada apenas no ciclista B, nula para o ciclista A e rejeitada para ciclista C.

A hipótese H1.1b referente ao aumento da efetividade da palmilha Supinadora foi comprovada para o ciclista A, rejeitada para o ciclista B e foi neutra para o ciclista C.

A hipótese H1.1c referente ao aumento da efetividade do anel afastador foi comprovada para o Ciclista A e rejeitada para os ciclistas B e C.

A hipótese H1.2a referente ao aumento da efetividade em função do aumento da carga utilizando a palmilha pronadora foi comprovada para o ciclista B

A hipótese H1.2b referente ao aumento da efetividade em função do aumento da carga utilizando a palmilha supinadora foi comprovada para o ciclista A

A hipótese H1.2c referente ao aumento da efetividade em função do aumento da carga utilizando o anel afastador supinadora foi comprovada para o ciclista A e nula para os ciclistas B e C.

A hipótese H2.1a referente à redução do momento normal (MY) com a utilização da palmilha pronadora foi rejeitada para todos os ciclistas.

A hipótese H2.1b referente à redução do momento normal (MY) com a utilização da palmilha Supinadora foi comprovada para todos os ciclistas..

A hipótese H2.1c referente à redução do momento normal (MY) com a utilização do anel afastador foi rejeitada para o ciclista B e comprovada para o ciclista C.

A hipótese H2.2a referente à redução do momento normal (MY) em função do aumento da carga utilizando a palmilha pronadora foi rejeitada para todos os ciclistas, não apresentando diferenças significativas.

A hipótese H2.2b referente à redução do momento normal (MY) em função do aumento da carga utilizando a palmilha supinadora foi comprovada para todos os ciclistas.

A hipótese H2.2c referente à redução do momento normal (MY) em função do aumento da carga utilizando a palmilha neutra foi rejeitada para os ciclistas B e C.

A hipótese H2.2d referente à redução do momento normal (MY) em função do aumento da carga utilizando o anel afastador foi rejeitada para todos os ciclistas.

Baseado nos resultados do índice de efetividade (*IE*) e do momento normal (*My*) o melhor desempenho do ciclista A foi apresentado utilizando o anel afastador, o ciclista B apresentou melhor desempenho com a palmilha pronadora e o ciclista C apresentou o melhor desempenho com a palmilha neutra. Estes resultados indicam que o sistema de medição permitiu identificar mudanças significativas nos ensaios, não tem por finalidade recomendar a utilização destes acessórios.

Com o aumento da carga todos os ciclistas apresentaram um aumento do índice de efetividade, permitindo afirmar que ocorreu um aumento de força em regiões que transmitem mais torque para o movimento a normalização da cadência e da potência permitiu a comparação direta das forças relativas entre condições de ensaio com diferentes cargas.

A plataforma tridimensional desenvolvida foi capaz de medir as componentes de força e seus respectivos momentos. Apresentou respostas lineares e os acoplamentos foram anulados através de matriz sensibilidade. A frequência natural é adequada para as taxas de aquisição utilizada e ao tipo de movimento que apresenta um mínimo impacto. Os custos da plataforma foram baixos devido ao preço dos sensores.

A metodologia utilizada para a validação do modelo numérico utilizando a combinação de deformações em regiões de interesse mostrou-se adequada e a obtenção de sua matriz de sensibilidade permitiu a anulação completa dos acoplamentos.

O sistema de processamento e análise de dados permitiu disponibilizar todos os ciclos de todos os ensaios de todos os ciclistas através de um banco de dados estrutural.

Foi desenvolvida uma nova metodologia de análise onde foi possível a comparação direta entre ensaios com diferentes cadências e cargas.

## **SUGESTÕES DE CONTINUIDADE**

As sugestões para a continuação do trabalho são apresentadas a seguir.

1) A modificação do alinhamento articular utilizando acessórios permite alterar os padrões do movimento, estudos envolvendo a determinação das cargas na articulação do joelho em relação à utilização destes acessórios em determinadas cargas e cadências vai permitir a medição dos esforços evitando uma sobrecarga ou a aplicação de carregamentos incorretos em processos pós-cirúrgicos e de reabilitação.

2) Utilização de um par de pedais tridimensionais e sistemas de cinemática tridimensional para a orientação dos segmentos.

3) A modificação dos padrões do movimento da pedalada estão relacionados com lesões e o registro destes padrões com métodos cinemáticos e dinamométricos tridimensionais permitem identificar lesões de sobrecarga antes que se manifestem. Estudos relacionados lesões e padrões de pedalada devem ser realizados.

4) A utilização da telemetria no pedal é uma necessidade atual e vai permitir uma flexibilidade dos ensaios, permitindo a utilização em condições reais.

5) Utilização de outros números adimensionais utilizando a técnica dos  $\pi$ s de Buckingham para descrever o movimento e a técnica dos ciclistas.

## CAPÍTULO 7

### REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Álvarez, G., Vinyolas, J., 1996. "A New Bicycle Pedal Design for On-Road Measurements of Cycling Forces", *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 12, pp. 130-142.
- Amadio, C.A., 1996. "Fundamentos Biomecânicos para a Análise do Movimento", ed. Laboratório de Biomecânica- EEFUSP, São Paulo.
- Andriacchi, T. P., Alexander, E. J. 2000 "Studies of human locomotion: past, present and future" *Journal of Biomechanics* vol. 33 pp 1217-1224.
- Baumann, W., 1996a. "Métodos de Medição e Campos de Aplicação da Biomecânica" *Anais do VII Congresso Brasileiro de Biomecânica Brasília*.
- Black, A.H. Black. Sanderson, D.J., Hennig, 1992. "Effectiveness of Force Application in Cycling", *Proceedings of The Second North American Congress on Biomechanics*, Chicago.
- Boyd, T., Hull, M. L., Wootten. 1996. "An Improved accuracy six-load component pedal dynamometer for cycling" *Journal of Biomechanics* vol. 29 No. 8 pp1105-1110.
- Broker, J.P., Gregor, R.J., 1990. "A Dual Piezoelectric element force pedal for Kinetic Analysis of Cycling". *International Journal of Sport Biomechanics*, vol. 6, pp. 394-403.
- Burke, E. R. 1996, "High-Tech Cycling", *Human Kinetics*
- Davis, R.R., Hull, M.L., 1981. "Measurement of Pedal Loading in Bicycling: II. Analysis and Results", *Journal of Biomechanics*, vol. 14, No. 12, pp. 857-872.
- Francis, P. R., 1986 . "Injury Prevention for Cyclists: A Biomechanical Approach", *Science of Cycling*, pp. 145-184.
- Gola, M. M., 1980. "Mechanical Design, Constructional Details and Calibration of a New Force Plate". *Biomechanics*, vol. 13, pp. 113-128.

- Gregor R. J., Cavanagh P. R., LaFortune M., 1985. "Knee Flexor Moments Durin Propulsion In Cyclin – A Creative Solution to Lombard's Paradox". *Journal of Biomechanics*, vol. 18, No. 5, pp. 307-316.
- Gregor, R. J. 2000. "Biomechanics of Cycling" *Exercise and Sport Science C.35* pp.515-537.
- Herzog, W., 2004. "Propriedades Mecânicas e Desempenho nos Músculos Esqueléticos", *Biomecânica no Esporte*, pp. 17-25.
- Hibi, N., Fujimaga, H., Ishii, K., 1996. "Work and Power Outputs Determined from Pedalling and Flyheel Friction Forces During Brief Maximal Exerction on a Cycle Ergometer", *Eur J Appl Physiol*, No. 74, pp. 435-442.
- Hinault, B., 1988. "Ciclismo de Estrada" Ed. Presença. Lisboa.
- Hull, M.L., Davis, R.R., 1981a. "Measurement of Pedal Loading in Bicycling: I. Instumentation", *Journal of Biomechanics*, vol. 14, No. 12, pp. 843-856.
- Hull, M.L., Jorge, M., 1988. "A Method for Biomechanical Analisis of Bicycle Pedalling". *Journal of Biomechanics*, vol. 18, No. 9, pp.631-644.
- Jorge, M., Hull, M.L., 1986. "Analysis of EMG Measurements During Bicycle Pedalling". *Journal of Biomechanics*, vol. 19, No. 9, pp.683-694.
- Kautz S. A., Hull M.L., 1993, "A Theoretical basis for interpreting the force applied to the pedal in cycling". *Journal of Biomechanics*, vol. 26, No. 2, pp. 155-165.
- Kautz, S.A., Feltner M.E., Coyle, E.F., Baylor, A.M., 1991. "The Pedaling Technique of Elite Endurance Cyclist: Changes Whith Increasing Workload at Constant Cadence". *International Journal of Sport Biomechanics Vol.7*, pp. 29-53.
- Kim G.S., Kang, D. I., Rhee, S. H. 1999. "Design and fabrication of a six-component force / momentsensor" *Sensors and Actuators*, vol 77 pp.209-220.
- Liu, S. A, Tzo, Hung L. 2002 "A Novel Six-Component Force Sensor of Good Measurement Isotropy and Sensitivities" *Sensors and Actuators A* 100 pp 223-230.
- Lywood, D. W., Adams, D. J. 1987. "Smal, triaxial force plate". *Med. % Biol. Eng. & Comput.* Vol 25 pp. 698-701.

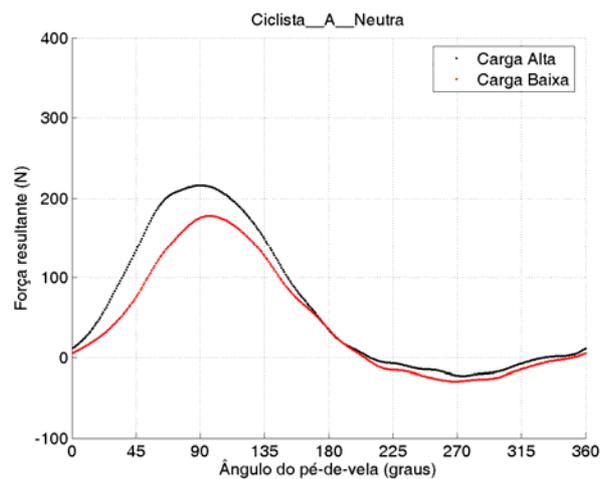
- Maders, A., Zaro, M. A., 1999. “Desenvolvimento de plataforma para medição de força em duas direções da pedalada”. Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica. Florianópolis, pp.397-400.
- Martin, P.E., Sanderson, D.J., Umberger, B.R., 2004. “Fatores que Afetam as Frequências do Movimento Preferidas em Atividades Cíclicas”, Biomecânica no Esporte, pp. 111-124.
- Newmiller, J., Hull, M.L., Zajac F.E., 1988. “A Mechanically Decoupled Two Force Component Bicycle Pedal Dynamometer”. Journal of Biomechanics, vol. 21, No. 5, pp. 375-386.
- Nigg, B.M., Herzog W., 1994. “Biomechanics of The Musculo-Skeletal System”, John Wiley & Sons, Toronto.
- Patterson, R.P., Moreno, M.I., 1990. “Bicycle Pedalling Forces as a Function of Pedaling Rate and Power Output”, Medicine and Science in Sports and Exercise, pp. 512-516.
- Ramey, M. R., 1975. “Force Plate Designs and Applications”, Exercise Sport Science, vol. 3, pp. 303-319.
- Rash, P.J., 1991. “Cinesiologia e Anatomia Aplicada”. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro.
- Rowe, T., Hull, M.L., Davis, R.R., Wang E. L., 1998. “A Pedal Dynamometer for Off-Road Bicycling”, Journal of Biomechanics Engineering, vol. 120, pp. 160-164.
- Smak, W., Neptune, R.R., Hull, M.L., 1999. “The Influence of Pedaling Rate on Bilateral Asymmetry in Cycling”, Journal of Biomechanics, vol. 32, pp. 899-906.
- Stone C., Hull, M.L., 1993. “Rider/Bicycle Interaction Loads During Standing Treadmill Cycling”, Journal of Applied Biomechanics”, vol 9, pp. 202-218.
- Wheeler, J.B., Broker, J.P., Gregor, R.J., 1992. “A Dual Piezoelectric Bicycle Pedal With Multiple Shoe/Pedal Interface Compatibility”. International Journal of Sport Biomechanics, vol. 8, pp. 251-258.
- Winter, D.A., 1991. “Biomechanics and Motor Control of Human Movement” second edition. University of Waterloo, Waterloo.
- Wooten, D., Hull, M.L., 1992. “Design and Evaluation of a Multi-Degree-of-Freedom Foot/Pedal Interface for Cycling”, International Journal of Sport Biomechanics, vol. 8, pp. 152-164.

Yabuki, A. "Six-axis Force /Torque Sensor for Assembly Robots" Fujitsu Sci. Tech. J., 26,1, pp.41-47.

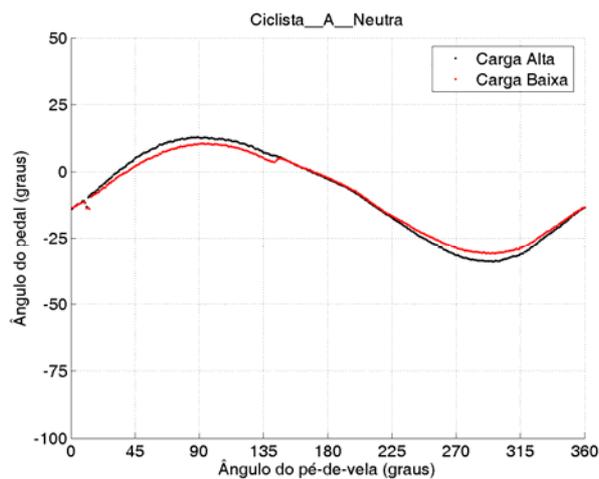
Yoshihuko, Y., Herzog W.,1990. "Optimal Design Parameters of The Bicycle-Rider System for Maximal Muscle Power Output". Journal of Biomechanics, vol. 23, No. 10, pp. 1069-1079.

## ANEXO I

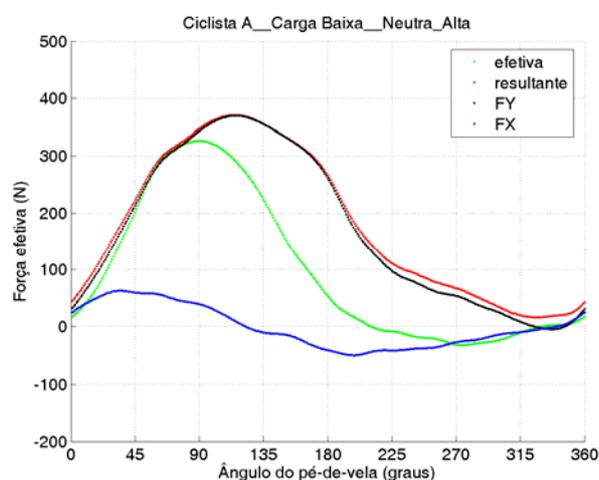
As figuras em anexo descrevem os resultados gráficos do comportamento médio do ângulo do pedal, das forças e momento medias utilizando a palmilha neutra. Devido a grande quantidade de dados gerados, os resultados todos os dados estão disponíveis em forma de uma média digital.



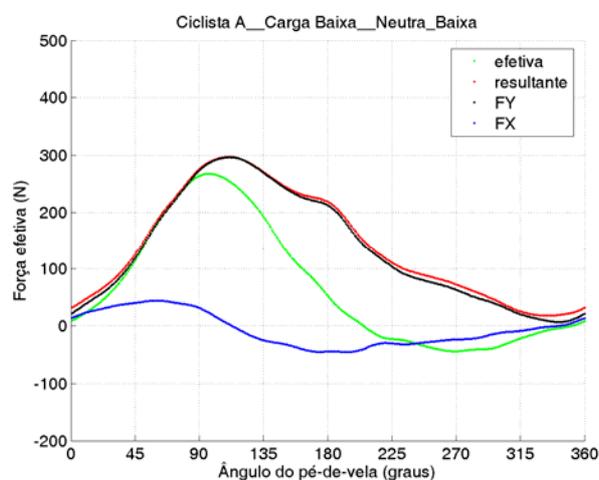
**Figura 7.1** Força resultante média do Ciclista A com a palmilha neutra, sem afastador, com carga alta e baixa ao longo do ciclo da pedalada.



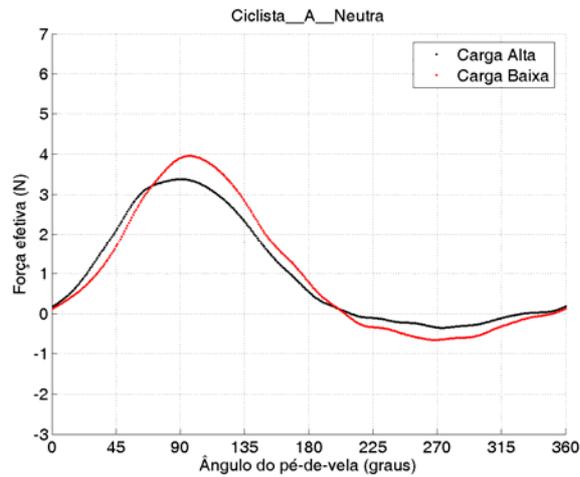
**Figura 7.2** Ângulo do pedal do Ciclista A com a palmilha neutra, sem afastador, com carga alta e baixa ao longo do ciclo da pedalada.



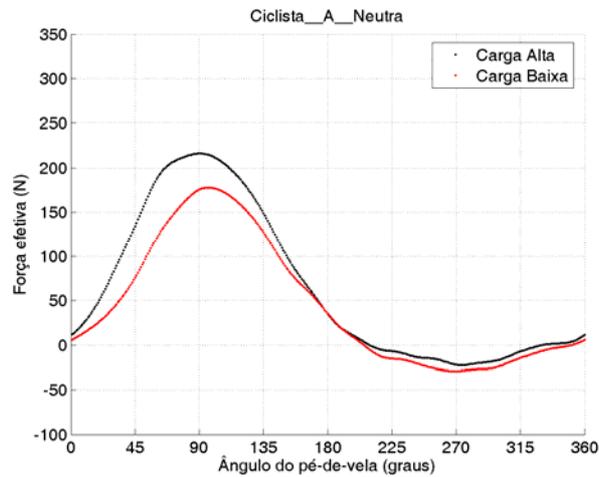
**Figura 7.3** Forças efetiva, resultante, tangencial ( $F_x$ ) e normal ( $F_y$ ) do Ciclista A com a carga alta, palmilha neutra, sem afastador ao longo do ciclo da pedalada.



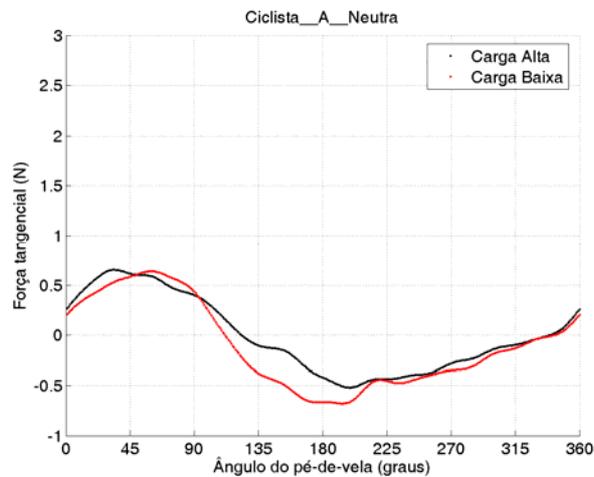
**Figura 7.4** Forças efetiva, resultante, tangencial ( $F_x$ ) e normal ( $F_y$ ) do Ciclista A com a carga baixa, palmilha neutra sem afastador ao longo do ciclo da pedalada.



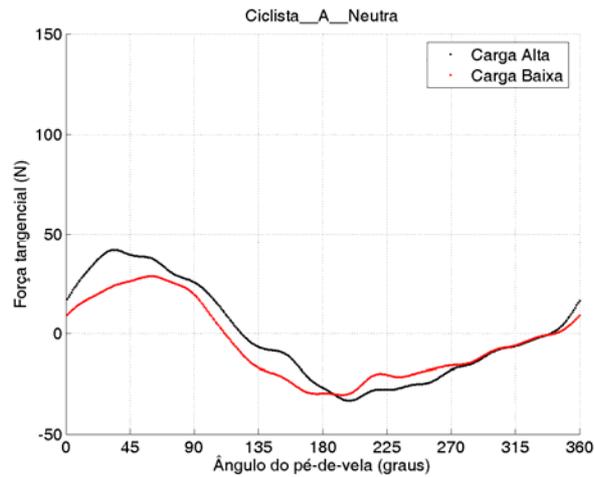
**Figura 7.5** Força efetiva normalizada média do Ciclista A com a palmilha neutra, sem afastador com carga alta e baixa ao longo do ciclo da pedalada.



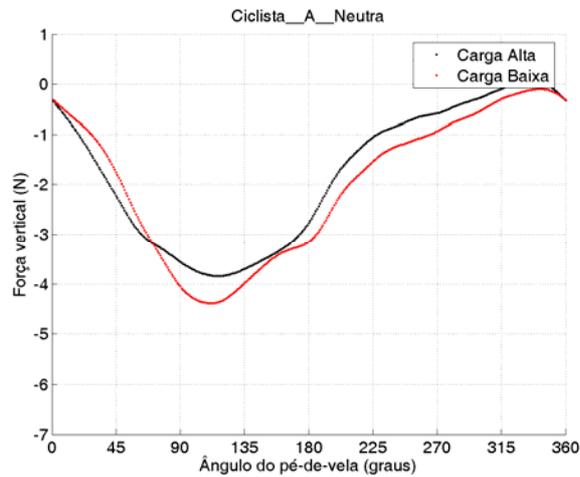
**Figura 7.6** Força efetiva média do Ciclista A com a palmilha neutra, sem afastador com carga alta e baixa ao longo do ciclo da pedalada.



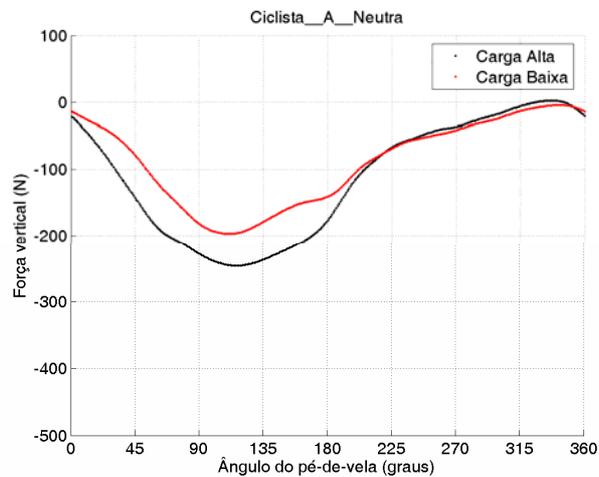
**Figura 7.7** Força tangencial normalizada média do Ciclista A com a palmilha neutra com carga alta e baixa ao longo do ciclo da pedalada.



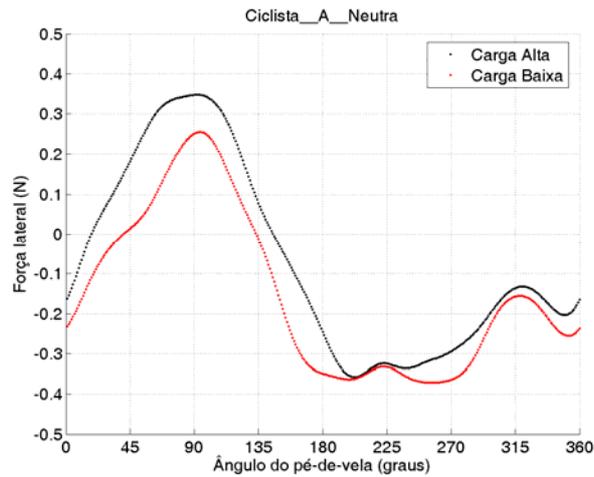
**Figura 7.8** Força tangencial média do Ciclista A com a palmilha neutra com carga alta e baixa ao longo do ciclo da pedalada.



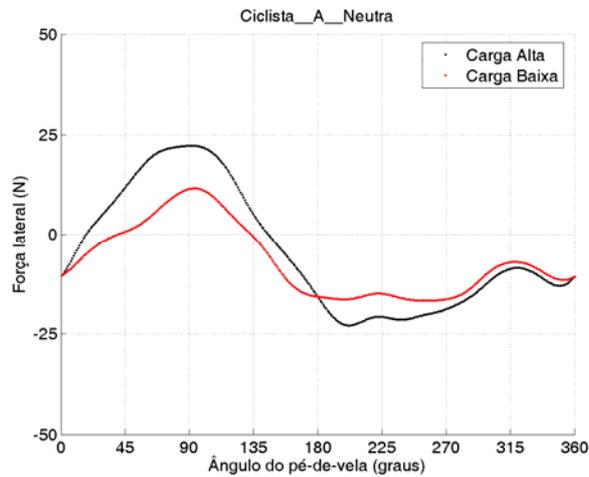
**Figura 7.9** Força normal ( $F_y$ ) normalizada média do Ciclista A com a palmilha neutra com carga alta e baixa ao longo do ciclo da pedalada.



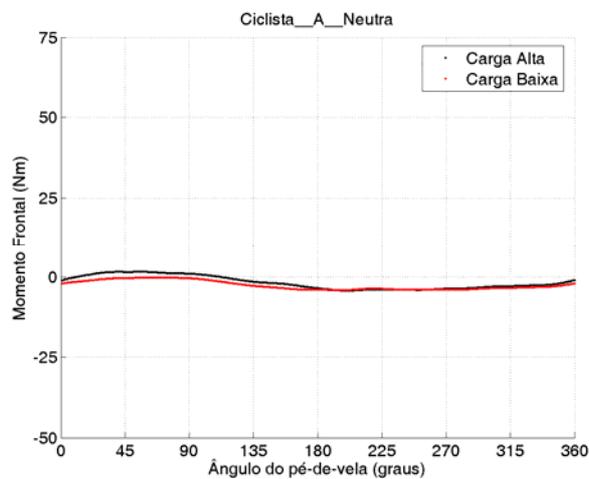
**Figura 7.10** Força vertical média do Ciclista A com a palmilha neutra com carga alta e baixa ao longo do ciclo da pedalada.



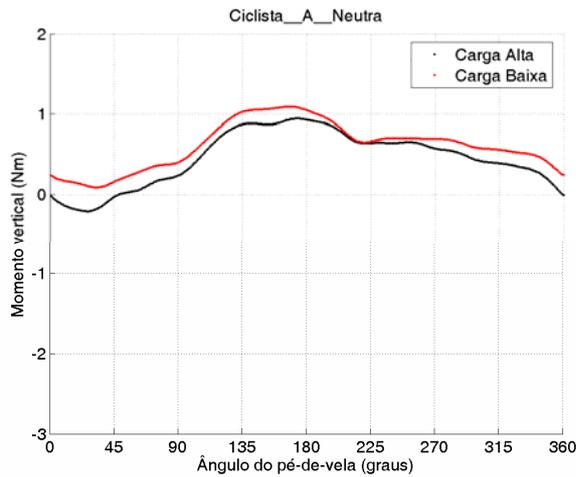
**Figura 7.11** Força lateral normalizada média do Ciclista A com a palmilha neutra com carga alta e baixa ao longo do ciclo da pedalada.



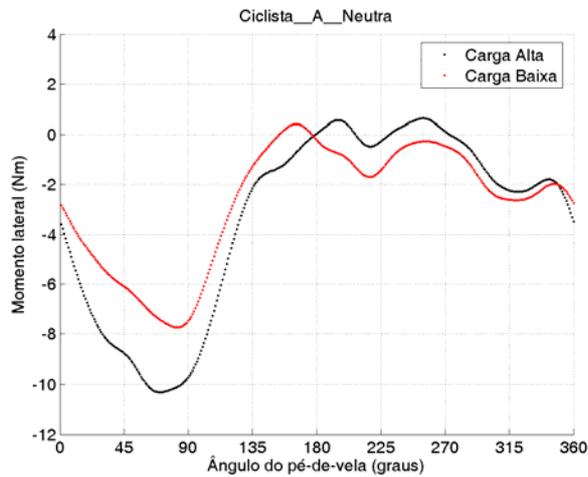
**Figura 7.12** Força lateral média do Ciclista A com a palmilha neutra com carga alta e baixa ao longo do ciclo da pedalada.



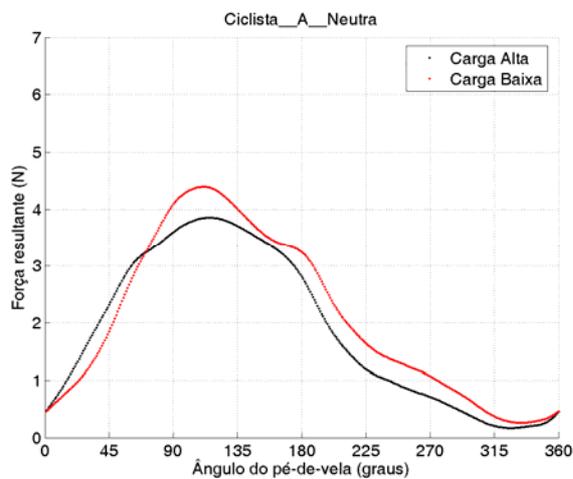
**Figura 7.13** Força resultante média do Ciclista A com a palmilha neutra com carga alta e baixa ao longo do ciclo da pedalada.



**Figura 7.14** Força resultante média do Ciclista A com a palmilha neutra com carga alta e baixa ao longo do ciclo da pedalada.



**Figura 7.15** Força resultante média do Ciclista A com a palmilha neutra com carga alta e baixa ao longo do ciclo da pedalada.



**Figura 7.16** Força resultante média do Ciclista A com a palmilha neutra com carga alta e baixa ao longo do ciclo da pedalada.