USP

*A Biomecânica do Tênis de Campo
e a Sua Prática Otimizada*

Autor: Christian Savelli de Lorena Peixoto

Orientador: Prof. Dr. Geraldo Lombardi

**BIOENGENHARIA
USP**

Curso de Pós-Graduação Interunidades Bioengenharia

*Escola de Engenharia de São Carlos
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto
Instituto de Química de São Carlos*

SE.

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS
ÁREA INTERUNIDADES BIOENGENHARIA

FAPESP 96/4970-7

A BIOMECÂNICA DO TÊNIS DE CAMPO E A SUA PRÁTICA OTIMIZADA

Prof. Tit. Geraldo Lombardi
Dr. Orivaldo Lopes da Silva
Eng. Christian Savelli de Lorena Peixoto

Clase	TESE - CEESC
Qum.	4279
Tombo	0264/99

51/5 1048 690

Universidade de São Paulo
Curso de Pós-Graduação Interunidades Bioengenharia
Escola de Engenharia de São Carlos
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto
Instituto de Química de São Carlos

Av. Dr. Carlos Botelho, 1465 - C.P. 359 - 13560-970 - São Carlos - SP - BRASIL
Tel. (016) 273-9585 Fax: (016) 273-9586 Email: bioeng@sc.usp.br

**MEMBROS DA COMISSÃO JULGADORA DA DISSERTAÇÃO DE MESTRADO
DO ALUNO CHRISTIAN SAVELLI DE LORENA PEIXOTO APRESENTADA AO
CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO INTERUNIDADES BIOENGENHARIA
EESC/FMRP/IQSC-USP, EM 19/03/1999.**

Prof. Tit. Geraldo Lombardi (orientador) – EESC/USP

Dr. Orivaldo Lopes da Silva

Prof. Dr. Alberto Carlos Amadio – EEFE-USP

Sumário

<i>Resumo</i>	i
<i>Abstract</i>	iii
 <i>Capítulo I - Introdução</i>	
1. Biomecânica como uma interdisciplina	1
 <i>Capítulo II - A Pesquisa</i>	
1. Resumo	5
2. Os Movimentos da Raquete e do Corpo	7
2.1. Movimento Vertical	8
2.2. Movimento Horizontal	9
2.2.1. Movimento Horizontal Rígido	11
2.2.2. Movimento Horizontal Pendular	12
2.3. Movimento Livre	14
3. Forças e Momentos nos três Movimentos	15
3.1. Movimento Rígido	15
3.1.1. Força e Momento Inerciais	16
3.1.2. Força e Momento Centrífetos	17
3.2. Movimento Pendular	18
3.2.1. Força Inercial	18
3.2.2. Momento Inercial	19
3.2.3. Força e Momento Centrífetos	19
3.3. Forças e Momentos no Movimento Livre	20
 <i>Capítulo III - Sistemas de Medida</i>	
1. Aquisição de Dados	21
2. Sistemas de Medida	22
2.1. Dados Cinemáticos	23
2.2. Forças Externas	27
2.2.1. Plataforma de Força	27
3. Projeto de Plataforma de Força	28
3.1. Elementos Constituintes	29
3.1.1. Discos Centrais	29
3.1.2. Elementos Elásticos	31
3.1.3. Células de Carga Axial	32
3.1.4. Anel Rígido	33
3.1.5. Tampa Superior	33
3.1.6. Tampa Inferior	33
 <i>Capítulo IV - Análise dos Dados Experimentais</i>	
1. Dados Experimentais	35
2. Ensaio com a Plataforma Kistler	36
2.1. Movimento Rígido	36
2.1.1. Sincronização pelo Início do Movimento	36

2.1.2. Sincronização pelo Valor Máximo	37
2.2. Movimento Pendular	38
2.2.1. Sincronização pelo Início do Movimento	38
2.2.2. Sincronização pelo Valor Máximo	39
2.3. Movimento Livre	40
2.3.1. Sincronização pelo Início do Movimento	40
2.3.2. Sincronização pelo Valor Máximo	41
2.4. Comparação entre as curvas médias	42
2.5. Estatística dos Impulsos na Plataforma	43
3. Aquisição Visual - Reconstrução Tridimensional dos Movimentos	44
3.1. Gráficos da Reconstrução Tridimensional - Movimento Rígido	45
3.1.1. Trajetória do CG da Raquete e Punho - Ensaio Rígido 1	46
3.1.2. Trajetória do CG da Raquete e Punho - Ensaio Rígido 2	46
3.1.3. Trajetória do CG da Raquete e Punho - Ensaio Rígido 3	47
3.1.4. Trajetória do CG da Raquete e Punho - Ensaio Rígido 4	47
3.1.5. Trajetória do CG da Raquete e Punho - Ensaio Rígido 5	48
3.2. Gráficos da Reconstrução Tridimensional - Ensaio Pendular	48
3.2.1. Trajetória do CG da Raquete e Punho - Ensaio Pendular 1	49
3.2.2. Trajetória do CG da Raquete e Punho - Ensaio Pendular 2	49
3.2.3. Trajetória do CG da Raquete e Punho - Ensaio Pendular 3	50
3.2.4. Trajetória do CG da Raquete e Punho - Ensaio Pendular 4	50
3.2.5. Trajetória do CG da Raquete e Punho - Ensaio Pendular 5	51
3.3. Gráficos da Reconstrução Tridimensional - Movimento Livre	51
3.3.1. Trajetória do CG da Raquete e Punho - Ensaio Livre 1	52
3.3.2. Trajetória do CG da Raquete e Punho - Ensaio Livre 2	52
3.3.3. Trajetória do CG da Raquete e Punho - Ensaio Livre 3	53
3.3.4. Trajetória do CG da Raquete e Punho - Ensaio Livre 4	53
3.4. Trajetórias Médias do CG da Raquete e Punho	54
3.5. Análise Cinemática	58
3.5.1. A Cinemática dos Movimentos	58
3.5.2. Eficiência	61

Capítulo V - Conclusão

1. Conclusão	63
--------------	----

Anexo I - Plataforma de Força

1.1. Componentes	68
1.2. Desenhos Técnicos	69
1.3. Relatórios de Usinagem	79
1.4. Calibração e Teste	87

Anexo II – Programação MatLab

1. Conversão de Coordenadas Cartesianas para Coordenadas Cilíndricas	98
--	----

Anexo III – Anatomia do Movimento

1. Definições	111
1.1. Posição Anatômica	112
1.2. Planos Básicos de Referência	112
1.2.1. Plano Sagital	112
1.2.2. Plano Coronal	112
1.2.3. Plano Transversal	113
1.3. Eixos de Movimentação	113
1.3.1. Eixo Sagital	114
1.3.2. Eixo Coronal	114
1.3.3. Eixo Longitudinal	114
2. Movimentos Articulares	114
2.1. Articulações da Extremidade Superior	115
2.1.1. Articulação do Ombro / Gleno-umeral	115
2.1.2. Articulação do Cotovelo	118
2.1.3. Articulação do Punho	120
2.2. Movimentos da Coluna Vertebral	121
2.3. Articulações da Extremidade Inferior	122
2.3.1. Articulação do Quadril	122
2.3.2. Articulação do Joelho	123
3. Graus de Liberdade entre os Movimentos Rígido e Pendular	124
4. Estudo Anatômico - Grupos Musculares	125
4.1. Grupos Musculares - Músculos	128
4.1.1. Músculos Pronadores do Antebraço	128
4.1.1.1. Músculo Pronador Quadrado	128
4.1.1.2. Músculo Pronador Quadrado	130
4.1.2. Músculos Abdutores do Punho	132
4.1.2.1. Músculo Abdutor Longo do Polegar	132
4.1.2.2. Músculo Extensor Curto do Polegar	134
4.1.2.3. Músculo Extensor dos Dedos	136
4.1.2.4. Músculo Extensor Radial Curto do Carpo	138
4.1.2.5. Músculo Extensor Radial Longo do Carpo	138
4.1.2.6. Músculo Flexor Radial do Carpo	140
4.1.3. Músculos Flexores do Punho	142
4.1.3.1. Músculo Flexor Longo do Polegar	142
4.1.3.2. Músculo Flexor Profundo dos Dedos	144
4.1.3.3. Músculo Flexor Radial do Carpo	146
4.1.3.4. Músculo Flexor Superficial dos Dedos	148
4.1.3.5. Músculo Flexor Ulnar do Carpo	150
4.1.3.6. Músculo Palmar Longo	152
5. Antropometria	154
5.1. Antropometria dos Segmentos Articulados	154
5.2. Antropometria dos Músculos	160

<i>Anexo IV - Pranchas Anatômicas</i>	
1. Pranchas Anatômicas	166
1.1. Prancha Anatômica 1	167
1.2. Prancha Anatômica 2	169
1.3. Prancha Anatômica 3	170
1.4. Prancha Anatômica 4	171
1.5. Prancha Anatômica 5	172
<i>Referências Bibliográficas</i>	174

DEDICATÓRIA

A meu pai, Thales, memória sempre presente.

A minha mãe, Maria Lígia, por todo o carinho e eterna torcida.

A minha irmã, Regina Stella, e meu cunhado Irineu pela lucidez e críticas construtivas.

A Mirella, sempre companheira, pela compreensão, amor e paz.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Geraldo Lombardi, pela paciência, confiança e importantes sugestões no decorrer do trabalho.

Ao Dr. Orivaldo Lopes da Silva, pela amizade, orientação e apoio a mim dispensados.

Ao Profs. Dr. Ricardo Barros da do Departamento de Educação Física da UNICAMP, Dr. Alberto Carlos Amadio do Departamento de Educação Física da USP, Dr. Toshiaki Takeya, Dr. Dauro Ribeiro, Dr. Reginaldo Coelho e o Engenheiro Mestre Aldo pelo apoio nos ensaios experimentais e confecção dos sistemas de medida.

Aos funcionários do Programa Interunidades de Bioengenharia, Marielza, Dona Elza, Nelson, pelo companheirismo e alto astral.

Ao bolsista de iniciação científica Roberto Jorge Júnior, pelo auxílio nos ensaios experimentais e confecção da plataforma.

Enfim, a todas as pessoas que direta ou indiretamente auxiliaram-me neste trabalho.

RESUMO

A Biomecânica do Tênis de campo e a sua Prática Otimizada

Prof. Tit. Geraldo Lombardi

Dr. Orivaldo Lopes da Silva

Eng. Christian Savelli de L. Peixoto

O movimento pendular é dotado de qualidades dinâmicas, estratégicas e biomecânicas que o tornam padrão de excelência para o ensino do tênis. Ele reduz em até uma ordem de grandeza o esforço físico dispendido e elimina os riscos de tendinites do tipo "cotovelo de tenista". Transfere, dentro da maior eficiência, o impulso do chão sobre os pés para os quadris, tórax, braço e raquete. Naturalmente mantém o braço esticado e o punho rígido. Maximiza a velocidade da raquete e minimiza a indicação de endereçamento da bola.

Estes são as conclusões do presente trabalho, buscando-se uma comparação direta das qualidades do movimento pendular frente as práticas de movimentação difundidas atualmente para o tênis de campo.

São utilizadas conceituações dinâmicas e biomecânicas simples, fundamentadas na anatomia das inserções musculares, dos centros de gravidade e de

rotação dos segmentos do corpo envolvidos nos movimentos. Os resultados indicam um aumento de eficiência com a utilização da movimentação pendular, atingindo-se um ganho médio de 10% em velocidade da raquete com uma redução do impulso no solo de cerca de 20%.

Palavras-chave: movimento pendular; biomecânica; tênis de campo- otimização.

ABSTRACT

The pendular movement for the practice of optimized tennis has been under study as a graduate project at the Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo-Brazil since 1977. The proposed procedure is based on the Newton's Laws of dynamics. The pendular movement incorporates dynamic, strategic, and biomechanical qualities that lends itself to a standard of excellence for tennis coaching. It reduces the dispended physical effort by one order of magnitude as well as eliminating the risk of tendinitis, among them the well known "tennis elbow". It also transfers the impulse received from the ground through the feet to the hip, torax, arm and raquet with the maximum efficiency. It keeps the arm naturally extended and the wrist rigid. It also maximizes the velocity of the raquet and reduces to a minimum the chances of the opponent anticipating the addressing of the ball.

The characterisics of the pendular movement are compared to the other fundamental movements, the vertical, the rigid and the free movement.

Simple dynamic and biomechanical concepts are utilized, based on the anatomy of muscular tendon insertions, on the centres of gravity and rotation of the body segments involved in the movement

Keywords: pendular movement; biomechanics; tennis – optimization.

Capítulo I

Introdução

A biomecânica como uma interdisciplina. A metodologia de análise - medição, descrição e avaliação. O princípio da dinâmica inversa. A precisão da modelagem matemática de um movimento. A importância indiscutível da Biomecânica.

1. Biomecânica como uma interdisciplina

A biomecânica pode ser definida como uma interdisciplina a qual descreve, analisa e busca melhorar o movimento humano nas suas mais variadas modalidades, tendo como objeto de estudo desde um trabalhador no chão de fábrica até atletas profissionais, segundo WINTER (1990).

Os movimentos do sistema músculo-esquelético são produzidos pela ação dos músculos sobre as peças ósseas, as quais compõem os vários segmentos articulados

de nosso corpo. Influenciando os deslocamentos destes segmentos podemos citar fatores externos, tais como a gravidade e forças de contato.

É, portanto, a combinação de dois conjuntos de fatores que resulta em determinada movimentação de um ou vários dos segmentos articulados. Esses fatores podem ser resumidos nos que possuem influência sobre a contração muscular por si só, considerados internos, e nos relacionados aos efeitos ambientais, ou seja, externos.

O primeiro conjunto inclui a estrutura, a arquitetura e a disposição dos músculos, fatores ligados diretamente às características funcionais destas estruturas. Este estudo recai sobre o campo da anatomia.

O segundo conjunto reúne os fatores ditos ambientais. Neste caso temos a gravidade, as forças de contato e os efeitos devidos à resistência dos fluídos - ar, água, etc. - como alguns exemplos. Quais fatores devem ser abordados para a modelagem matemática estão intimamente relacionados à aplicação dos conceitos do ramo da Física conhecido por Mecânica.

A biomecânica é, assim, um cruzamento dos conhecimentos de áreas como a Física, Matemática, Fisiologia e Anatomia. O procedimento de análise mais frequente compreende as etapas de medição, descrição e avaliação da movimentação humana.

O método de medição utilizado é o da solução pelo princípio da dinâmica inversa, obtida através do uso de recursos disponíveis para a análise cinemática

tridimensional de movimentos. Neste aspecto, BARROS et al (1997) citam em seu trabalho que os avanços ocorridos nos últimos três anos na tecnologia de placas de conversão A/D para vídeo, por exemplo, que possibilitou o armazenamento de sequências de imagens de vídeo em tempo real, a melhoria progressiva da qualidade das câmeras de vídeo e o aumento da capacidade de processamento dos computadores pessoais, permitiram o desenvolvimento de sistemas que utilizam equipamentos não dedicados e largamente difundidos, garantindo maior precisão à análise.

A descrição e avaliação do movimento podem ser feitas através de relações entre torques nas articulações. AMADIO (1997) explica, como consideração metodológica da biomecânica, que o desenvolvimento de modelos para a análise do movimento, particularmente da sobrecarga articular nos movimentos, requerem uma adaptação do sistema anatômico através de investigações comparativas com dependências às suas funções em relação ao segmento analisado. Com base nesta relação, determina-se o momento da força muscular e também calcula-se a força articular sendo que, o conceito genérico suporta base teórica para que se determine que o "momento da força externa" é compensado através do "momento das forças internas". Assim, podemos usar a sistematização das equações de análise do movimento, representadas pelo princípio da dinâmica inversa, determinando a conservação mecânica do movimento.

Já as relações dinâmicas de ação e reação entre o meio externo e o sistema músculo-esquelético podem ser quantificados através de outros dispositivos, tais como plataforma de forças, extensômetros ou células de cargas, dentre outros.

A análise, por sua vez, compreende qualquer operação matemática efetuada em um conjunto de dados para visualizá-los sobre um outro ponto de vista ou, em muitos casos, combiná-los diretamente.

O objetivo final, após o desenvolvimento de um modelo biomecânico válido, é a obtenção de uma ferramenta auxiliar de grande utilidade para se conseguir a otimização da movimentação humana, sendo sua importância indiscutível nos mais variados aspectos da vida humana.

No presente trabalho, a análise é feita sobre a movimentação do corpo humano para o deslocamento da raquete durante a prática do tênis. Algumas considerações são feitas, visando menor complexidade dos cálculos, sem prejuízo dos resultados. São utilizados recursos tecnológicos para aquisição e tratamento de imagens, reconstruindo-se tridimensionalmente os movimentos da figura humana. A quantificação de velocidade, aceleração e esforços envolvidos é obtida através da metodologia da dinâmica inversa, trazendo resultados consistentes com a teoria. Neste caso, comprovando-se a existência de um movimento superior para a prática do tênis, o aqui denominado movimento pendular.

Capítulo II

A Pesquisa

Os objetivos do projeto. Considerações gerais da movimentação na prática do tênis. Os movimentos rígido, pendular e livre e suas características. Força e Momento inerciais. Força e momento centrípetos. As forças e momentos nos três movimentos analisados. Corolário decorrente.

1. Resumo

No presente trabalho realiza-se um estudo da movimentação do corpo humano para o deslocamento da raquete de tênis, visando a otimização da prática do esporte em seu contexto global e o desenvolvimento de um padrão de ensino do tênis. É utilizado o método de solução inversa para a análise biomecânica, sendo inicialmente obtido dados cinemáticos do movimento.

O estudo baseia-se na existência de um movimento com excepcionais características técnicas quando comparado a qualquer outro, as quais justificam-no como metodologia de ensino. Pela semelhança com o pêndulo livre o movimento é aqui chamado de Movimento Pendular.

Normalmente o ensino do tênis é feito exigindo-se do aluno a manutenção do punho rígido e do ângulo adequado entre o eixo da raquete e o eixo do braço. Isso origina consideráveis esforços sobre o punho e o antebraço, caracterizados pelos músculos pronadores do antebraço e os abdutores e flexores do punho. A repetição seguida deste movimento, com o punho dito rígido, acaba por gerar dores musculares e tendinites, cujo nível de gravidade aumenta com a insistência do jogador na prática do esporte.

Em contrapartida, a utilização do Movimento Pendular propiciará excelentes qualidades técnicas e estratégicas, tais como:

- minimiza esforço físico dispendido;
- na raquete e na mão agem somente forças de característica senoidal, com intensidade muito menor quando comparada às movimentações praticadas atualmente;

- não gera momento centrípeto, relativo à adução do punho;
- não gera momento inercial, relativo à supinação do antebraço;
- minimiza os riscos de cotovelo de tenista e outras possíveis lesões;
- a tendência natural é estender o braço, mantendo a raquete afastada do corpo, e o punho alinhado ao eixo do mesmo;
- o movimento pendular é o que fornece menor indicação ao adversário do endereçamento da bola.

2. Os Movimentos da Raquete e do Corpo

O deslocamento da raquete pode, em qualquer circunstância, ser subdividido em três estágios distintos. O primeiro no qual a raquete é acelerada. O segundo quando a raquete, já com velocidade constante, atinge a bola, direcionando-a de volta ao campo do adversário. O terceiro no qual o jogador retorna à posição original, pronto para novo ciclo.

Adicionalmente, o movimento do braço pode descrever somente duas trajetórias extremas. Uma no qual o passeio do braço, antebraço, punho, mão e raquete permanece no plano sagital, movimento este denominado vertical. Já o segundo fica compreendido no plano transversal, sendo portanto denominado movimento horizontal. Basicamente todos os outros movimentos são uma combinação geométrica daqueles dois extremos.

2.1. Movimento Vertical

Neste movimento o braço e a raquete descrevem uma trajetória em torno do eixo coronal, caracterizando assim um movimento de flexão da articulação glenoumeral. A intersecção entre o plano sagital do corpo humano, que compreende o movimento, e o plano da quadra define uma linha a qual, potencialmente, delimita o campo de trajetórias de retorno da bola à quadra adversária. A figura 01 ilustra o movimento:

Fig. 01 - Movimento Vertical

Como o tênis é um esporte onde consistência é fundamental, o jogador deve buscar desenvolver sempre os mesmos movimentos, ou seja, as mesmas trajetórias e condições do início ao fim. Considerando que o tempo de preparo do movimento é relativamente longo, o movimento vertical fornece um elevado grau de indicação ao adversário, onde a bola será colocada, de fato o maior possível. Isto o torna, bem como suas derivações, altamente indesejável. Devido a essa grave deficiência estratégica o movimento vertical será desconsiderado neste trabalho.

2.2. Movimento Horizontal

Neste movimento o conjunto braço-raquete descreve trajetórias em torno do eixo longitudinal da articulação gleno-umeral, compreendidas no plano transversal do corpo humano. A raquete permanece na posição de empunhadura ideal, ou seja, em 120 graus com relação ao antebraço.

A figura 02 ilustra um movimento contido no plano horizontal:

Fig. 02 - Movimento Horizontal

Este movimento apresenta excepcionais qualidades estratégicas. A quantidade de movimento da raquete, um vetor com direção tangencial à sua trajetória, pertence a um plano paralelo ao plano transversal do corpo humano. Durante o movimento o vetor quantidade de movimento muda de direção de forma contínua relativo à quadra do adversário, enquanto a raquete descreve sua trajetória circular.

Assim, potencialmente, para colocar uma bola paralela será suficiente bater na bola quando o vetor quantidade de movimento estiver alinhado com a lateral da quadra. Para o mesmo movimento poderá ser endereçada uma bola cruzada. Nesse caso, o jogador deve bater na bola quando o vetor quantidade de movimento estiver alinhado com a diagonal da quadra. Em termos práticos significa iniciar o movimento um pouco mais tarde para a paralela e mais cedo para a cruzada.

De fato, numa mesma jogada, o adversário poderá enfrentar uma paralela ou uma cruzada, cujo incremento de tempo entre tais ocorrências acha-se em torno de 1/10 de segundo. Ressalta-se, com o corpo do jogador sempre na mesma posição, pois trata-se de um mesmo movimento.

Em termos estratégicos o movimento horizontal potencializa a condição de indicação nula.

Dentro da força do argumento estratégico, somente movimentos horizontais serão estudados neste trabalho. Acrescente-se, entretanto, que outras vantagens foram indicadas na introdução que serão corroboradas ao longo do texto. Para tanto, assume-se algumas considerações ao movimento horizontal, reduzindo a complexidade dos cálculos sem prejuízos aos resultados.

O movimento horizontal pode ser desenvolvido segundo três modalidades principais: Rígido, Pendular e Livre.

2.2.1. Movimento Horizontal Rígido

O movimento rígido é caracterizado por uma mesma velocidade angular w para todos os pontos do sistema braço-raquete, num dado instante da trajetória, embora com w variável ao longo dessa mesma trajetória. O jogador não permite, em hipótese alguma, qualquer oscilação da raquete em torno do eixo do braço. O punho é também mantido rígido.

Geralmente esse é o tipo de movimento solicitado ao iniciante pelo seu técnico, configurando técnica de ensino pobre. A figura 03 ilustra o movimento:

Fig. 03 - Movimento Horizontal Rígido

Embora este seja o movimento mais simples de se executar, para movimentações velozes são desenvolvidas forças de elevada intensidade, caracteristicamente senoidais, nos músculos. Elas são provenientes de momentos inercial e centrípeto nos eixos de rotação do punho e do antebraço, necessários para desenvolver tal tipo de jogada.

2.2.2. Movimento Horizontal Pendular

No movimento pendular são viabilizadas as oscilações irrestritas da raquete em torno do eixo de rotação do braço. A raquete, portanto, oscila como um pêndulo livre em consequência da aceleração inicial do movimento.

A idéia inserida no contexto do movimento pendular surge de forma natural devido a dois fatos:

- É possível reproduzir para o movimento horizontal o mesmo fenômeno físico criado pela natureza para a existência do pêndulo livre;
- Os esforços necessários para manter a operação do pêndulo livre são mínimos, face à reversibilidade entre as energias potencial e cinética envolvidas.

Assim, uma força menor será necessária para acelerar a raquete, especialmente se a raquete for posicionada normal à direção do deslocamento no seu início.

Dentro das condições de contorno apresentadas, permitindo-se que o braço fique livre, se estique e possa girar livremente em torno do seu próprio eixo, a raquete irá desenvolver uma oscilação completa como um pêndulo. Na empunhadura age uma força inercial, com grandeza inicialmente nula, variando de forma senoidal. A raquete é acelerada numa pequena extensão da trajetória no estágio inicial do movimento, já que na região adequada para o impacto com a bola é essencial à raquete ter alcançado a condição de velocidade tangencial constante. Somente assim o jogador desenvolve bom controle de movimento. Após estas duas etapas, da aceleração e da faixa de impacto, o sistema braço-raquete prossegue o movimento enquanto é desacelerado.

A região de interesse abordada neste trabalho é a fase inicial dos movimentos, entre o início da aceleração e a faixa de impacto com a bola. Verifica-se, pois, os esforços inerentes à aceleração de todo o sistema braço-raquete, ou seja, uma análise comparativa da eficiência entre os dois movimentos - rígido e pendular. O termo eficiência deve ser compreendido como sendo a relação entre a energia cinética máxima obtida pela raquete de tênis e a energia fornecida ao sistema - definido aqui como o conjunto atleta-raquete - a partir do solo. Quanto maior esta relação, mais eficiente será a movimentação.

2.3. Movimento Livre

O movimento livre é, em tudo, idêntico ao movimento pendular. Ele possui semelhanças significativas de trajetória, é pendular, o braço se desloca livre, horizontalmente e estendido. Para tanto a condição de contorno inicial da raquete deve ser idêntica à do movimento pendular.

A única diferença é que a raquete é puxada através de um barbante amarrado na empunhadura. Note que o barbante suporta somente forças de tração, mas não momentos e nem compressão.

3. Forças e Momentos nos Três Movimentos

Serão agora estudadas as forças e os momentos necessários à execução dos três movimentos horizontais descritos. As leis que regem o fenômeno são as três leis de Newton da dinâmica. No caso da raquete, um corpo sólido, a segunda Lei estabelece que a somatória das forças externas que agem sobre ela promovem sua aceleração. A força externa é promovida pelo jogador no cabo da raquete. A configuração do deslocamento durante a trajetória da raquete é dependente não só das forças mas também dos momentos. (No caso, porém, conhece-se a configuração do deslocamento e a trajetória da raquete e deseja-se descobrir as forças e os momentos que agem sobre os músculos.)

3.1. Movimento Rígido

A figura 04 ilustra as forças e momentos que devem surgir no movimento rígido. Adota-se um ângulo de 120 graus entre o eixo da raquete e o eixo do braço que, potencialmente, poderá dar melhor controle e consistência à jogada. Alinhado com g , força gravitacional específica, temos um eixo paralelo ao eixo longitudinal do corpo humano, passando pela articulação gleno-umeral. Ao redor deste eixo encontram-se todas as possíveis trajetórias horizontais descritas pelo conjunto braço-raquete.

Fig. 04 - Forças e Momentos no Movimento Rígido

3.1.1. Força e Momento Inerciais

A aceleração que a raquete sofre, para atingir a quantidade de movimento que em parte será transferida à bola durante o impacto, decorre da presença concomitante de uma força externa, de mesma direção e sentido que a aceleração, agindo sobre seu centro de massa, em acordo com a Segunda Lei de Newton. Como essa força é aplicada pelo jogador sobre a empunhadura da raquete, a aproximadamente 30 centímetros de seu centro de massa, faz-se necessário a existência de uma força e um momento suportados por meio da mão do jogador, simulando uma situação de engastamento, enquanto a aceleração estiver presente no movimento rígido. O momento se iguala à força multiplicada pela distância do centro de massa da raquete ao eixo do antebraço. Essa força será aqui chamada de FORÇA INERCIAL e o momento de MOMENTO INERCIAL.

3.1.2. Força e Momento Centrípotos

Durante a trajetória circular em torno do corpo, uma força centrípeta deve agir no centro de massa da raquete. Essa força centrípeta deverá evitar a variação do ângulo de 120 graus já especificado, entre os eixos longitudinais da raquete e do braço, ou seja, deverá evitar a quebra de punho. A força centrípeta tem uma intensidade proporcional ao quadrado da velocidade tangencial, o que a torna de ação especialmente danosa aos tendões e músculos relacionados à abdução do punho, quando em movimentos velozes. Como anteriormente, para manter o movimento rígido como definido, o jogador deverá exercer na empunhadura uma força e um momento que agirão na articulação do punho como engastamento. A primeira se iguala àquela que age no centro de massa da raquete. Já o momento é igual ao produto da força pela distância entre o centro de massa da raquete e o eixo de abdução-adução da articulação do punho. A força será aqui chamada de **FORÇA CENTRÍPETA** e o momento de **MOMENTO CENTRÍPETO**.

Ressalta-se, ainda, que a força e o momento centrípetos ocorrem defasados da força e momento inercias. Os dois últimos ocorrem na fase inicial do movimento e são nulos no instante do impacto com a bola. Quanto aos relacionados a ação centrípeta, temos valores nulos durante o início, quando a velocidade da raquete é nula, e máximos na faixa de impacto com a bola, quando a velocidade é máxima.

Observa-se que todas as forças até aqui consideradas são de origem inercial, independentemente do nome que seja dado à elas.

3.2. Movimento Pendular

3.2.1. Força Inercial

Se o jogador inicia o movimento pendular com o eixo da raquete perpendicular à direção da aceleração (vetor) e obedece às outras condições estabelecidas na seção 2.2.2, então a força inercial na empunhadura é, no instante inicial do movimento, potencialmente nula. De fato, esse valor zero teórico nunca será atingido pois a raquete não é um pêndulo ideal face ter massa distribuída. Sequencialmente, enquanto a raquete é acelerada e a trajetória pendular evolui, a força inercial cresce até um valor máximo que se verifica, provavelmente, quando o eixo, a aceleração e a velocidade da raquete pertencem todos a um único plano horizontal. Após, a força começa a diminuir. A raquete completa uma única oscilação num pequeno espaço ao início do movimento, antes de atingir a condição dinâmica de velocidade tangencial constante, quando então encontra-se pronta para transferir parte de sua quantidade de movimento à bola, durante o impacto.

3.2.2. Momento Inercial

Se o jogador deixa o braço estendido e livre para rodar em torno do ombro e de seu próprio eixo, permitindo à raquete oscilar como um pêndulo livre, então o momento inercial desenvolvido pelo jogador é nulo. Nesta condição, a inércia da raquete dirige o braço, fazendo-o girar em torno de seu próprio eixo, não o inverso.

3.2.3. Força e Momento Centrífugos

Outro efeito inusitado e surpreendente observado no movimento pendular é a inexistência do momento centrífugo, se a trajetória descrita pela raquete durante o movimento é a definida no item 2.2.2. A prova dessa evidência será dada na seção 3.3 sequencial.

O significado real das afirmações feitas no parágrafo anterior é que se as condições de contorno do movimento pendular são obedecidas, dentre as quais se inclui não ser impedido o movimento livre da raquete, ele se desenvolverá de forma pendular, para a qual o jogador irá dispender apenas duas forças, inercial e centrífuga, de pequena intensidade. Os momentos desaparecerem. Isto ocorre com o momento inercial simplesmente porque a configuração do movimento da raquete naturalmente mantém o punho alinhado ao eixo do braço, ou seja, inexistente a necessidade de um

momento centrípeto para se evitar a quebra de punho. De fato, o jogador aplica na empunhadura somente forças.

3.3. Forças e Momentos no Movimento Livre

Desde que esse movimento é desenvolvido com a raquete puxada unicamente por um barbante amarrado em sua empunhadura, somente a ação de uma simples força poderá sobrevir como sugerido no item 2.3.

O movimento livre encerra importante ensinamento. Recorde-se que a trajetória da raquete no movimento livre é muito semelhante, senão igual, àquela do movimento pendular. Decorre então, inusitadamente, que a mesma trajetória é conseguida para o movimento pendular, indiferentemente se ele é desenvolvido segurando a raquete com a mão ou puxando-a por um barbante amarrado na sua empunhadura. Dessa forma, o movimento livre é uma prova definitiva de que no movimento pendular não existem os momentos inercial e centrípeto.

Corolário decorrente: Deduz-se, do escrito desta seção 3.3, que existe um movimento da raquete para a prática do tênis, desenvolvido sob condições de contorno definidas, que reduz o esforço físico do tenista durante a sua prática a um valor mínimo. Esse movimento não desenvolve momentos na empunhadura, mas tão somente duas forças, uma tangencial e outra centrípeta, caracteristicamente senoidais.

Capítulo III

Sistemas de Medida

O processo de medição. Descrição dos sistemas de medida utilizados: plataforma Kistler, aquisição visual dos movimentos. Proposta de uma plataforma de força baseada em extensometria.

1. Aquisição de Dados

Os esforços articulares serão obtidos através da metodologia da dinâmica inversa, sendo o processo de medição compreendido de dois aspectos do movimento: a análise cinemática dos movimentos, determinando-se a posição, velocidade e aceleração dos segmentos articulados de interesse e a quantificação das forças externas que incidem sobre o sistema músculo-esquelético. Os dados cinemáticos fornecem os subsídios para o cálculo inverso enquanto as forças externas auxiliam na caracterização de propriedades inerentes a cada movimentação.

2. Sistemas de Medida

Como dito anteriormente, os processos de medição estão voltados à coleta de dados cinemáticos e à quantificação de forças externas. Podemos dividir os sistemas de medida utilizados segundo estes dois objetivos:

<i>- Dados Cinemáticos</i>	Aquisição visual baseada em sincronização de câmeras de vídeo e demarcação de pontos articulares com material reflexivo, seguido de reconstrução 3D e análise cinemática.
<i>- Forças Externas</i>	Torques no solo obtidos por meio de plataforma de força;

2.1. Dados Cinemáticos

A análise tridimensional de movimentos humanos, baseada na utilização de câmeras de vídeo padrão sincronizadas por software, permite a obtenção de dados cinemáticos de pontos articulares previamente demarcados com material reflexivo.

Neste trabalho foi utilizado o sistema de reconstrução e análise 3D desenvolvido na UNICAMP descrito por BARROS et al (1997). De grande valia foi o apoio do Prof. Dr. Ricardo Barros da Faculdade de Educação Física da UNICAMP, que nos permitiu o conhecimento e utilização deste sistema, cujo funcionamento possui exigências mínimas abaixo relacionadas:

- Câmeras de vídeo, no mínimo duas, com controle do tempo de abertura (shutter) e com possibilidade de fixação do foco. Devido aos valores de velocidade atingidos pela raquete durante a movimentação pendular, o shutter das câmeras modelo High 8 foram ajustados em 1/250;
 - tripês para câmera de vídeo, um para cada câmera;
 - Conversor analógico-digital para sinal de vídeo (Capture Board), preferencialmente capaz de adquirir o sinal de vídeo em tempo real
-

(60 fields/s), sendo que o padrão de entrada deve ser compatível com as câmeras utilizadas;

- Computador PC 486 ou superior, monitor capaz de operar com paletas de mais de 256 cores simultâneas, mínimo 8 Mbytes de memória RAM e sistema operacional *windows for 32 bits*.

Ainda segundo BARROS et al. (1997), o primeiro procedimento que deve ser adotado na utilização do sistema é o registro do objeto de calibração. Uma vez posicionadas as câmeras, um conjunto de pontos de apoio com coordenadas espaciais conhecidas, no mínimo seis, deve ser registrado simultaneamente por todas as câmeras que serão utilizadas na filmagem. Também é possível utilizar pontos de apoio previamente existentes no cenário onde a filmagem será realizada, desde que suas coordenadas espaciais sejam conhecidas.

Uma vez feito o registro dos pontos de referência, o objeto de calibração (caso tenha sido usado) deve ser retirado do local da filmagem e o movimento de interesse ali realizado, sem que a posição, orientação e foco das câmeras tenham sido alterados.

Completado o registro do movimento, efetua-se, a partir do gravador da própria câmera ou de um videocassete, a conversão analógico-digital dos trechos de vídeo que contém os movimentos de interesse, para cada câmera. Feito isso, arquivos

digitais no disco rígido do computador armazenarão o registro feito por cada câmera e servirão de entrada para o software de análise de movimentos. Os procedimentos seguintes são realizados já no software de análise.

No presente trabalho, o software de análise utilizado foi o DVIDEOW 3.0 com sequências obtidas a partir de duas câmeras de vídeo. Cada arquivo AVI, com os movimentos de interesse, foi transformado em uma sequência de arquivos BMP, com tamanho de frame padronizado: 480 linhas por 640 colunas. A partir de então, foram realizados os procedimentos de calibração das câmeras e medição de coordenadas.

Para que cada uma das câmeras pudesse ser calibrada, foram fornecidas as coordenadas espaciais dos pontos de apoio, obtidas com a filmagem de uma estrutura metálica com pontos medidos e demarcados previamente. Utilizando-se de rotina própria, realizou-se a medição das coordenadas (linha e coluna) sobre a imagem do objeto de calibração obtida por cada uma das duas câmeras, definindo-se assim os pontos de referência entre estes dois dispositivos.

Durante o processo de aquisição visual dos movimentos pendular, rígido e livre foram utilizadas como marcas pequenas bolas de isopor, as quais eram elementos reflexíveis, facilmente diferenciáveis e de massa desprezível. Foram marcados 5 pontos, definindo as articulações de interesse e o centro de massa da raquete, suficientes para o cálculo de dinâmica inversa.

Com a calibração das câmeras já realizada, as sequências de imagens de cada um dos ensaios obtidos segundo as câmeras 1 e 2 foram carregadas no sistema. O aplicativo executou a reconstrução 3D, segundo a posição dos pontos reflexíveis em ambas as câmeras, com relação aos pontos de referência – posições conhecidas no espaço tridimensional.

Os pontos demarcados são descritos abaixo:

<i>- Pontos Articulares</i>	Articulação do Quadril, marcada na altura da crista ilíaca;
	Articulação Gleno-umeral, marcada na altura do acrômio;
	Articulação do Cotovelo, marcado sobre o epicôndilo lateral;
	Articulação do Punho, marcada em dois pontos, à altura das extremidades distais do rádio e da ulna.
<i>- Corpo da Raquete</i>	centro de massa.

2.2. Forças Externas

A avaliação das forças externas ao sistema – atleta e raquete - foi feita por meio de plataforma de força, tendo por objetivo quantificar os esforços no solo, mais especificamente, o binário promovido pelos pés.

2.2.1. Plataforma de Força

A plataforma de força utilizada encontra-se no Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo. Total suporte foi dado por parte do Prof. Dr. Alberto Carlos Amadio.

O sistema é composto por uma plataforma Kistler modelo 9287^A, um dispositivo multi-componente constituído por um conjunto de 4 células piezoelétricas, cada uma composta por cristais orientados em X, Y, Z. Esta configuração permite a realização de medidas dinâmicas e quase estáticas para os três componentes ortogonais de força F_x , F_y e F_z . Cabos do tipo 1686^{A5} conectam a plataforma a um amplificador o qual, por sua vez, é ligado a um computador 486-DX4. O software de controle é o BioWare, capaz de gerar arquivos de dados no formato TBD (tabela), facilmente tratados com o uso de softwares como MatLab ou Excel.

Fig. 1 – Esquema do Sistema da Plataforma de Força

Os gráficos resultantes deste ensaio são apresentados no capítulo III – Análise dos Dados Experimentais.

3. Projeto de Plataforma de Força

Paralelamente a execução do projeto biomecânico, foi realizada a confecção de uma plataforma de força baseada em extensometria. Seu projeto foi desenvolvido em conjunto com o Departamento de Estruturas da Escola de Engenharia de São Carlos, tendo sido valiosa a contribuição do Profs. Drs. Toshiaki Takeia e Dauro Ribeiro.

Ao longo do segundo semestre de 1996, os desenhos técnicos mecânicos foram aperfeiçoados em AutoCad, na medida que novas necessidades de medição e usinagem eram determinadas. Outros fatores que influenciaram a atualização dos desenhos estavam relacionados às características técnicas desejáveis, como facilidade de montagem e transporte, isolamento do meio interno, impedindo a penetração de

água, e também às características dimensionais e funcionais dos dispositivos de medição (extensômetros e células de carga). Como resultado, o projeto é composto de nove desenhos técnicos, compreendendo desenho de conjunto, visões de corte, detalhe e montagem.

Neste tópico são apresentados os elementos constituintes da plataforma desenvolvida na Escola de Engenharia de São Carlos. Aborda-se também o papel funcional destes componentes em cada um dos dois discos de medição.

3.1. Elementos Constituintes

3.1.1. Discos Centrais

A plataforma de força consiste de dois discos de Aço 4340 de 400 milímetros de diâmetro. Em cada disco encontra-se um platô octagonal central (Fig. 22 - item 1) ligado às extremidades por meio de hastes (Fig. 22 - item 2), de espessura 7 milímetros e comprimento 75 milímetros, denominadas de elementos elásticos. O termo elástico está associado a idéia de deformação sofrida por estes elementos, a qual ocorre quando o atleta emprega sobre a plataforma o torque necessário à movimentação no tênis.

Fig. 22 - Disco Central

Devido aos pontos de articulação entre as hastes, caracterizados pelo estreitamento da espessura até 2 milímetros, os elementos elásticos possuem um grau de liberdade no sentido radial do disco. Com isso, a deformação da haste central de dois elementos em posições opostas não ocorrerá quando o esforço aplicado sobre o disco estiver alinhado ao sentido radial destas hastes. Em contrapartida, as hastes centrais, cuja direção não estiver radialmente alinhada aos esforços presentes, sofrerão deformações registradas por meio de extensômetros. Através de interações das deformações registradas nas hastes nos dois sentidos radiais, é possível se obter a direção do esforço resultante sobre o disco e, portanto, calcular o torque aplicado no solo.

3.1.3. Células de Carga Axial

Fixadas ao platô encontram-se as células de carga axial da Alfa Instrumentos – modelo A50 com sensibilidade de 2 mV/V (Fig. 24 – item 3), cuja função consiste em quantificar a força normal ao longo de cada movimentação. Em número de quatro, estas células fazem a equivalência da falta de centralização do posicionamento do pé sobre o disco. São montadas sobre o platô octagonal central, fixas por meio de parafusos.

3.1.4. Anel Rígido

Este anel (Fig. 24 – item 2), constituído de Aço 4340, é fixado sobre as células de carga axial, permitindo a distribuição da força normal entre as células.

3.1.5. Tampa Superior

Sobre o anel rígido é fixado a tampa superior (Fig. 24 – item 1) para proteção do sistema de medida. Esta tampa consiste de uma chapa de alumínio de 2,0 milímetros. Com suas abas, que se projetam pela lateral do disco central, proporciona o isolamento através de pressão sobre o anel de borracha - "O" ring - colocado ao redor de todo o disco, garantindo assim a vedação.

3.1.6. Tampa Inferior

A parte inferior do disco é isolada através de uma tampa inferior (Fig. 24 – item 6) de alumínio de 2,0 milímetros de espessura. Com diâmetro de 400 milímetros, esta chapa é presa ao disco por meio de 4 parafusos M4 / passo 0,7, embutidos em quatro pés de borracha (Fig. 24 - item 7). Para garantir a vedação é

colocado, entre o disco e a tampa inferior, um anel de borracha - "O-ring" (Fig. 24 – item 5).

Fig. 24 – Esquema de Montagem

Capítulo IV

Análise dos Dados Experimentais

O torque no solo. Gráficos dos dados obtidos nos ensaios com a plataforma Kistler. A reconstrução tridimensional das trajetórias dos movimentos.

1. Dados Experimentais

Neste capítulo são apresentados os gráficos referentes aos dados obtidos nos ensaios experimentais realizados ao longo do segundo semestre de 1997, por meio dos sistemas de medida descritos no capítulo anterior (cap. III – Sistemas de Medida).

É realizada para cada gráfico uma breve explicação. Uma análise mais abrangente dos resultados é apresentada na seção 2.5 - Estatística dos Impulsos na Plataforma.

2. Ensaaios com a Plataforma Kistler

Foram realizados vários ensaios sobre a plataforma de força Kistler 9287^A da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, sob orientação do Prof. Dr. Alberto Carlos Amadio. Um total de 15 medições foi selecionado para análise, dividido em três conjuntos de movimentação: rígida, pendular e livre.

A análise foi feita, em um primeiro instante, sincronizando-se as curvas pelo início do movimento. Em seguida, foi realizada a sincronização pelo valor máximo das diversas curvas de momento. Os gráficos resultantes são apresentados a seguir.

2.1. Movimento Rígido

Nesta seção são apresentados os gráficos relativos aos ensaios da movimentação rígida sobre a plataforma de forças Kistler.

2.1.1. Sincronização pelo Início do Movimento

Neste primeiro gráfico as 5 repetições rígidas foram sincronizadas pelo início:

Gráf. 01 – Repetições rígidas sincronizadas pelo início do movimento

2.1.2. Sincronização pelo Valor Máximo

Foram sincronizadas pelo valor máximo, para fins de comparação, as 5 curvas correspondentes aos ensaios rígidos possibilitando o cálculo de uma curva média.

Graf. 02 – Repetições rígidas sincronizadas pelo valor máximo

2.2. Movimento Pendular

Os mesmos procedimentos realizados aos dados dos ensaios de movimentação rígida foram feitos aos relativos à movimentação pendular.

2.2.1. Sincronização pelo Início do Movimento

Os cinco ensaios apresentados abaixo estão sincronizados pelo início do movimento.

Gráf. 03 – Repetições pendulares sincronizadas pelo início do movimento

2.2.2. Sincronização pelo Valor Máximo

Graf. 04 – Repetições pendulares sincronizadas pelo valor máximo

Como observado no gráfico anterior, as curvas pendulares também foram sincronizadas pelo valor máximo, permitindo o cálculo de uma curva média pendular.

2.3. Movimento Livre

Foram realizados também cinco ensaios de movimentação livre. Os dados são apresentados segundo a metodologia aplicada aos outros ensaios: sincronizações pelo início do movimento e pelo valor máximo de torque.

2.3.1. Sincronização pelo Início do Movimento

O mesmo procedimento de sincronização pelo início foi realizado nos ensaios livres. O gráfico abaixo ilustra esta situação:

Gráf. 05 – Repetições livres sincronizadas pelo início do movimento

2.3.2. Sincronização pelo Valor Máximo

As curvas livres foram sincronizadas pelo valor máximo, permitindo a comparação entre elas e o cálculo de uma curva livre média.

Gráf. 06 – Repetições livres sincronizadas pelo valor máximo

2.4. Comparação entre as curvas médias: Rígida, Pendular e Livre

As curvas médias rígida, pendular e livre foram sincronizadas pelo valor máximo no gráfico 07 abaixo.

Gráf. 07 – Comparação entre as médias: Pendular, Rígida e Livre

2.5. Estatística dos Impulsos na Plataforma

A partir das curvas obtidas nos ensaios com a plataforma de força do Laboratório de Biomecânica do Departamento de Educação Física da Universidade de São Paulo, efetuou-se a estatística dos impulsos aplicados ao solo para a movimentação rígida e pendular. Para tanto, foi calculada as áreas sob as curvas médias de torque nos trechos correspondentes a aceleração e desaceleração destes movimentos. Os resultados são apresentados na tabela abaixo, segundo os

movimentos, as áreas de aceleração, desaceleração e a média, bem como o impulso, com correção de fator de escala, em Newtons-metro-segundo:

Movimento	Área Acel. (cm²)	Área Desacel. (cm²)	Média Área (cm²)	Impulso (Nms)
Rígido	23,0	25,0	24,0	13,8
Pendular	22,9	24,0	23,5	11,5

Com os valores de impulso médio em Nms, corrigidos pelo fator de escala, é possível uma comparação direta entre a quantidade de energia média fornecida ao sistema atleta-raquete nos movimentos rígido e pendular. O que se observa é uma redução média de cerca de 20 % da energia empregada ao sistema quando utilizada a movimentação pendular.

3. Aquisição Visual – Reconstrução Tridimensional dos Movimentos

Inicia-se agora a apresentação dos gráficos de trajetória dos movimentos rígido, pendular e livre, obtidos com o processo de aquisição visual e reconstrução tridimensional realizados junto à Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP –

sob orientação do Prof. Dr. Ricardo Barros. O experimento consistiu da gravação, digitalização, sincronização de imagens e reconstrução tridimensional de 5 repetições pendulares, 5 repetições rígidas e 4 livres. Como resultado, foi possível descrever a posição de cada ponto marcado – pelve, ombro, cotovelo, punho, raquete – ao longo do tempo em relação a um referencial inercial – o objeto de calibração.

Para o estudo cinemático, foram analisadas as trajetórias dos pontos centro de massa da raquete e punho com relação a um sistema de coordenadas cilíndricas com origem no ombro, evidenciando, assim, as diferenças entre os três movimentos. Os gráficos resultantes são apresentados nas seções seguintes, bem como a trajetória média característica de cada movimento.

3.1. Gráficos de Reconstrução Tridimensional – Movimento Rígido

Os gráficos 08 ao 12 referem-se aos cinco ensaios rígidos. Os pontos experimentais são apresentados por meio de símbolos – para o centro de massa e para a articulação radio-cárpica. O sistema utiliza-se de coordenadas cilíndricas, sendo:

Componente Radial	-	Coordenada R (metros);
Ângulo Polar	-	Coordenada T (radianos);
Eixo Polar	-	Coordenada Z (metros).

3.1.1. Trajetória do CG da Raquete e Punho – Ensaio Rígido 1

Gráf. 08 – Trajetória do CG da Raquete e Punho – Ensaio Rígido 1

3.1.2. Trajetória CG da Raquete e Punho – Ensaio Rígido 2

Gráf. 09 – Trajetória do CG da Raquete e Punho – Ensaio Rígido 2

3.1.3. Trajetória do CG da Raquete e Punho – Ensaio Rígido 3

Gráf. 10 – Trajetória do CG da Raquete e Punho – Ensaio Rígido 3

3.1.4. Trajetória do CG da Raquete e Punho – Ensaio Rígido 4

Gráf. 11 – Trajetória do CG da Raquete e Punho – Ensaio Rígido 4

3.1.5. Trajetória do CG da Raquete e Punho – Ensaio Rígido 5

Gráf. 12 – Trajetória do CG da Raquete e Punho – Ensaio Rígido 5

3.2. Gráficos de Reconstrução Tridimensional – Ensaio Pendular

Os gráficos 13 ao 17 correspondem aos ensaios pendulares. São utilizadas as mesmas notações dos gráficos rígidos:

=>	Símbolos:		- para o centro de massa da raquete;
		- articulação radio-cárpica.
=>	Coordenadas:	Componente Radial	- Coordenada R (metros);
		Ângulo Polar	- Coordenada T (radianos);
		Eixo Polar	- Coordenada Z (metros).

3.2.1. Trajetória do CG da Raquete e Punho – Ensaio Pendular 1

Gráf. 13 – Trajetória do CG da Raquete e Punho – Ensaio Pendular 1

3.2.2. Trajetória do CG da Raquete e Punho – Ensaio Pendular 2

Gráf. 14 – Trajetória do CG da Raquete e Punho – Ensaio Pendular 2

3.2.3. Trajetória do CG da Raquete e Punho – Ensaio Pendular 3

Gráf. 15 – Trajetória do CG da Raquete e Punho – Ensaio Pendular 3

3.2.3. Trajetória do CG da Raquete e Punho – Ensaio Pendular 4

Gráf. 16 – Trajetória do CG da Raquete e Punho – Ensaio Pendular 4

3.2.5. Trajetória do CG da Raquete e Punho – Ensaio Pendular 5

Gráf. 17 – Trajetória do CG da Raquete e Punho – Ensaio Pendular 5

3.3. Gráficos de Reconstrução Tridimensional – Movimento Livre

Os gráficos 18 ao 21 correspondem aos ensaios livres. Utiliza-se, novamente, as notações e o sistema de coordenadas cilíndricas presentes nos gráficos de reconstrução tridimensional anteriores.

3.3.1. Trajetória do CG da Raquete e Punho – Ensaio Livre 1

Gráf. 18 – Trajetória do CG da Raquete e Punho – Ensaio Livre 1

3.3.2. Trajetória do CG da Raquete e Punho – Ensaio Livre 2

Gráf. 19 – Trajetória do CG da Raquete e Punho – Ensaio Livre 2

3.3.3. Trajetória do CG da Raquete e Punho – Ensaio Livre 3

Gráf. 20 – Trajetória do CG da Raquete e Punho – Ensaio Livre 3

3.3.4. Trajetória do CG da Raquete e Punho – Ensaio Livre 4

Gráf. 21 – Trajetória do CG da Raquete e Punho – Ensaio Livre 4

3.4. Trajetórias Médias do CG da Raquete e Punho

De cada conjunto de ensaios – Rígido, Pendular e Livre – foi obtida uma trajetória média. Para isso, as curvas foram sincronizadas pelo valor máximo sendo, em seguida, efetuado o cálculo da média.

O resultado é apresentado nos gráficos 22A - média rígida, 22B - média pendular e 22C - média livre. São três curvas que descrevem a trajetória típica dos pontos centro de massa da raquete e articulação rádio – cárpica durante os movimentos rígido, pendular e livre.

Uma análise mais cuidadosa destas curvas é bastante interessante. Observa-se, segundo o gráfico 22A - média rígida, que não ocorre a oscilação da raquete em torno do antebraço. Isto é evidenciado pela altura – coordenada Z – praticamente constante entre os pontos CG da raquete e Punho. Outro fator que demonstra a ausência de pêndulo é o deslocamento em fase do conjunto antebraço – raquete, observado segundo as curvas de coordenada T - ângulo polar.

Já as curvas presentes no gráfico 22B - média pendular descrevem outra situação. A trajetória média do movimento pendular demonstra a existência de pêndulo da raquete em torno do antebraço. As coordenadas Z dos pontos CG da raquete e punho alteram-se, sendo que a raquete atinge um valor mais baixo em Z que o punho. Logo depois, volta a subir, atingindo valores superiores aos da

coordenada Z - altura do punho. As curvas de coordenadas T - ângulo polar também descrevem o pêndulo. Pode-se observar que, após um rápido início de deslocamento em fase do conjunto antebraço – raquete, esta última se atrasa – o fenômeno pêndulo tem início. Após uma oscilação, a raquete retorna ao deslocamento em fase com o antebraço assemelhando-se, já na faixa de impacto com a bola, à movimentação rígida.

O terceiro gráfico 22C - média livre, apresenta a trajetória média segundo as coordenadas cilíndricas (R , T , Z) do movimento livre. Sendo puxada por um barbante preso à sua empunhadura, a raquete descreve uma oscilação livre, semelhante a um pêndulo ideal. As curvas são senoidais e suaves. A raquete, sem a necessidade de rotacionar o antebraço, percorre o espaço atingindo em Z – altura – valores mais baixos com relação ao punho do que os observados no movimento pendular. Seu deslocamento, segundo a coordenada T - ângulo polar também é mais atrasado. Esta é a trajetória natural da raquete de tênis quando acelerada à altura de sua empunhadura por uma força tipicamente de tração, já que o barbante não suporta nem torção nem compressão.

Este último parágrafo confirma uma importante característica do movimento pendular: a máxima minimização dos esforços musculares. As trajetórias pendular e livre são muito semelhantes. Suas diferenças residem no fato da raquete oscilar de maneira completamente livre ou presa ao antebraço, descrevendo, neste último caso, uma oscilação reduzida do conjunta antebraço – raquete. Como a trajetória livre descreve o deslocamento da raquete sem a existência de torques e a sua semelhança

com a trajetória média da movimentação pendular é significativa, conclui-se que o movimento pendular é o movimento de máxima minimização dos esforços musculares no antebraço durante a prática do tênis.

Gráf. 22A – Média Rígido

Gráf. 22B – Média Pendular

Gráf. 22C – Média Livre

3.5. Análise Cinemática

Nesta seção são analisados os dados da reconstrução tridimensional dos movimentos, obtendo-se, assim, a cinemática dos movimentos rígido e pendular. A partir destes valores, faz-se o cálculo dos torques presentes na articulação rádio-cárpica e estima-se os esforços musculares.

Com os dados da estatística dos impulsos na plataforma (seção 2.5) associados aos valores de velocidade do centro de massa da raquete calcula-se, aproximadamente, a eficiência do movimento pendular com relação ao movimento rígido.

3.5.1. A Cinemática dos Movimentos

A partir dos dados de reconstrução tridimensional, foi possível identificar a trajetória média dos movimentos rígido, pendular e livre. Com os pontos experimentais de posição, foram obtidas as velocidades médias por trecho entre pontos para cada um dos ensaios rígido e pendular, ou seja, em cada ensaio foi efetuada a seguinte operação:

$$Vmédia_i = \frac{Posição_{i+1} - Posição_i}{Tempo}$$

O tempo utilizado para o cálculo foi o tempo entre frames na sequência de imagens BMP da reconstrução tridimensional: **40 ms**.

Desta forma, cada ensaio foi descrito por um conjunto de velocidades médias. Foi selecionado o trecho de maior velocidade média em cada ensaio e, posteriormente, calculada a média de máxima velocidade para os movimentos pendular e rígido. O resultado obtido foi:

Pendular => aproximadamente **20 m/s**;

Rígido => aproximadamente **18 m/s**.

Ou seja, um aumento de 11% na velocidade máxima quando utilizado o movimento pendular.

Deve-se ressaltar que, devido a rapidez dos movimentos, foram obtidos reduzido número de pontos no processo de reconstrução tridimensional. Isto explica a aproximação da cinemática dos movimentos por meio de velocidades médias entre trechos.

A aceleração tangencial nos ensaios rígidos foi obtida segundo o tempo médio transcorrido entre o início do movimento até o trecho de velocidade máxima: **$t_m = 440$ ms**. Como resultado, a aceleração tangencial média obtida para a movimentação rígida foi de **41 m/s** .

Considerando-se o sistema de coordenadas cilíndricas utilizado, o deslocamento da raquete consistia de um movimento circular acelerado centrado no ombro. Esta articulação deslocava-se muito pouco durante os ensaios, permitindo sua adoção como um referencial inercial. O raio médio entre o centro de massa da raquete e o ombro foi calculado nos trechos de máxima velocidade dos ensaios rígidos. O resultado foi um raio médio de aproximadamente **1 metro**.

Com base nas médias de velocidade tangencial máxima e raio de trajetória estimou-se a média de força centrípeta máxima presente na movimentação rígida, cerca de **97 Newtons**. Através das coordenadas cilíndricas Z - altura - dos pontos centro de massa da raquete e articulação rádio-cárpica, determinou-se o braço de alavanca ba para o cálculo do torque centrípeto: $ba = 13,9 \text{ cm}$. Sendo assim, o torque centrípeto resultou em **13,5 Newtons/metro**.

A força inercial média, por sua vez, foi calculada através do valor de aceleração tangencial média, resultando em cerca de **12 Newtons**. Os torques inerciais a altura da articulação rádio-cárpica estão presentes segundo os eixos de prono-supinação do antebraço e flexão-extensão do punho. Para o primeiro caso, o braço de alavanca coincide com o valor $ba = 13,9 \text{ cm}$ utilizado no cálculo do torque centrípeto. Já para o segundo torque inercial, segundo o eixo de flexão-extensão do punho, o valor do braço de alavanca foi obtido através das coordenadas cilíndrica R dos pontos centro de massa e articulação rádio-cárpica. Neste caso, $ba' = 25,4 \text{ cm}$.

Assim, a força inercial é responsável por torques à altura da articulação rádio-cárpica de intensidade **1,6 Newtons/metro** na direção do eixo de prono-supinação e **3 Newtons/metro** na direção do eixo de flexão-extensão.

Resumindo os resultados cinemáticos e de dinâmica inversa:

Velocidade Tangencial Máxima - Pendular:	20 m/s;
Velocidade Tangencial Máxima - Rígido:	18 m/s;
Aceleração Tangencial - Rígido:	41 m/s ² ;
Raio da Trajetória - Rígido:	1 m;
Braço de Alavanca (Z) - Rígido:	13,9 cm;
Braço de Alavanca (R) - Rígido:	25,4 cm
Força Inercial - Rígido:	12 N;
Força Centrípeta - Rígido:	97 N;
Torque Centrípeta - Rígido:	13,5 N/m;
Torque Inercial (Prono-Supinação) - Rígido:	1,6 N/m;
Torque Inercial (Flexão-extensão) - Rígido:	3 N/m.

3.5.2. Eficiência

Correlacionando os valores de impulso médio obtidos na seção 2.5 com o ganho de velocidade máxima média entre as movimentações, pode-se afirmar

que o movimento pendular é mais eficiente que o rígido. Aqui, define-se eficiência como sendo a relação entre a quantidade de energia fornecida ao sistema e o resultado obtido, ou seja, a velocidade máxima atingida pela raquete. A eficiência do movimento pendular sobre o rígido é corroborada, portanto, pelos resultados destes experimentos, que demonstram em média um ganho de velocidade de 10% e uma redução em impulso no solo de cerca de 20%.

Capítulo V

Conclusão

1. Conclusão

O trabalho de pesquisa desenvolvido ao longo do programa de mestrado traz resultados que corroboram as qualidades técnicas e estratégicas propostas no capítulo II

- A Pesquisa, as quais são:

a) Minimização do esforço físico dispendido:

A máxima redução dos esforços musculares foi comprovada através da comparação entre as trajetórias dos movimentos livre e pendular - Capítulo IV, seção 3.4. Sendo a movimentação livre executada por meio de um barbante preso à empunhadura da raquete, não oferecendo restrições à oscilações, o passeio descrito no espaço é aproximadamente igual ao de um pêndulo ideal. A semelhança da trajetória pendular com a do pêndulo ideal confirma, portanto, que o movimento pendular permite a máxima minimização dos esforços musculares, pois também não oferece restrições às oscilações da raquete; caracterizadas na movimentação rígida por esforços musculares de pronação do antebraço, abdução e flexão do punho.

b) Na raquete e na mão agem somente forças de característica senoidal, com intensidade muito menor quando comparada às movimentações praticadas atualmente:

Novamente, a comparação entre as trajetórias livre e pendular é válida. Como o barbante não suporta esforços de torção ou compressão, as forças aplicadas à raquete pelo atleta reduzem-se à esforços de tração à altura da empunhadura da raquete. A semelhança entre trajetórias permite afirmar que na movimentação pendular agem somente forças de tração, caracteristicamente senoidais. As estimativas feitas nos cálculos de dinâmica inversa a partir dos dados de cinemática proporcionaram a quantificação destas forças. Verifica-se que na movimentação pendular estes esforços são de menor intensidade. Com efeito de pêndulo a raquete atinge uma maior quantidade de movimento com menor emprego de força. Em outras palavras, para se atingir uma mesma velocidade a força aplicada a raquete é menor no caso da movimentação pendular.

c) Não gera momento centrípeto, relativo à adução do punho:

A ausência de restrições, sem o emprego de esforços musculares de abdução do punho, é comprovada mais uma vez comparando as trajetórias livre e pendular. Não há torques, o barbante suporta apenas esforços de tração.

d) Não gera momento inercial, relativo à supinação do antebraço:

A explicação é semelhante à do item c, com ressalva que neste caso não são empregados esforços musculares de pronação do antebraço.

e) Minimiza os riscos de cotovelo de tenista e outras possíveis lesões:

Sendo uma movimentação promovida por forças de tração, caracterizando-se por redução dos esforços musculares, o movimento pendular minimiza os riscos de lesões. A ausência da necessidade de se contrabalançar os efeitos dos momentos inercial e centrípeto a cada pancada permite a eliminação de esforços repetitivos responsáveis, dentre outras lesões, pelo cotovelo de tenista.

f) A tendência natural é esticar o braço, mantendo a raquete afastada do corpo, e o punho alinhado ao eixo do mesmo:

Com liberdade de deslocamento, a tendência inercial do conjunto braço-raquete naturalmente afasta a raquete do corpo, estende o cotovelo e alinha o punho com o eixo do antebraço.

g) O movimento pendular é o que fornece menor indicação ao adversário do endereçamento da bola:

O movimento pendular em termos estratégicos é também muito satisfatório. Com uma trajetória de pêndulo composto, em torno do ombro e do antebraço, a raquete em seu deslocamento não fornece indicação do provável endereçamento da bola.

É interessante acrescentar às características descritas acima o fator de eficiência da movimentação pendular sobre a rígida. Como descrito anteriormente, a eficiência

aqui é definida como sendo a relação da energia fornecida ao sistema - impulso no solo - e o resultado obtido - velocidade máxima atingida pela raquete. Nas estimativas realizadas a partir do processo de dinâmica inversa, usando os dados cinemáticos das movimentações, foram obtidos resultados que demonstraram, em média, um ganho de 10% na velocidade máxima atingida pela raquete e uma redução de 20% da energia fornecida ao sistema atleta-raquete quando utilizado o movimento pendular. Isto permite afirmar que o movimento pendular é mais eficiente no emprego da energia obtida do solo que o movimento rígido.

Comprovou-se, portanto, a superioridade qualitativa da movimentação pendular, proposta inicial do projeto de pesquisa. Propõe-se, agora, um estudo estatístico da movimentação pendular, aplicando-se ensaios em vários indivíduos, promovendo assim um estudo quantitativo da movimentação.

Conclui-se desta forma o trabalho de mestrado, validando a teoria pendular através de metodologia atual na área de biomecânica, com uso de recursos disponíveis para reconstrução tridimensional dos movimentos, processos de dinâmica inversa e plataforma de força piezoelétrica.

Afirma-se, portanto, que a movimentação pendular apresenta características que otimizam a prática do tênis de campo em seu contexto global, justificando a sua adoção e o desenvolvimento de uma metodologia de ensino baseada em seus conceitos.

Anexo I

Plataforma de Força

1. Projeto Plataforma de Força

Este anexo está dividido em três partes, respectivamente:

- Parte 1.1 Componentes;

- Parte 1.2 Desenhos Técnicos;

- Parte 1.3 Relatórios de Usinagem.

1.1. Componentes

Qte.	Descrição
2	Disco de Aço 4340 com diâmetro de 400 mm.
8	Células de Carga Axial A50 - capacidade de 50 Kg.
8	Parafusos Passantes M4.
16	Parafusos Cabeça Arredondada M4.
24	Parafusos M4.
2	Anel "O-ring".
2	Anel Rígido - Aço 4340.
2	Placa de Aço Inoxidável - espessura 1,5mm.
2	Tampa de Alumínio - espessura 2,0 mm.
8	Pés de Borracha.
2	Vedador de Borracha para saída de fios.
16	Extensômetros

1.2. Desenhos Técnicos

Na sequência são apresentados os desenhos utilizados nos processos de usinagem:

Desenho 1	-	Vista Superior;
Desenho 2	-	Vista Detalhe do Elemento Elástico da Célula;
Desenho 3	-	Vista em Corte Central;
Desenho 4	-	Vista em Corte - Parafusos Centrais e Canal para Fios;
Desenho 5	-	Vista em Detalhe do Sulco para Anel "O-ring";
Desenho 6	-	Anel Rígido;
Desenho 7	-	Tampa Superior;
Desenho 8	-	Tampa Inferior.

Desenho 2 - Vista em detalhe do Elemento Elástico (Hastes Articuladas)

Desenho 4 - Corte B-B / Vista dos parafusos centrais e canal para fios

Desenho 5 - Vista em detalhe do canal do "O-ring"

Desenho 6 - Anel Rígido

Desenho 7 - Tampa Superior

Desenho 8 - Tampa Inferior

Desenho 9 – Esquema de Montagem

1.3. Relatórios de Usinagem

São apresentados a seguir os roteiros de usinagem das peças principais da plataforma de força - Célula Central e Anel Rígido.

ROTEIRO DE USINAGEM

PROCEDIMENTO DE USINAGEM CÉLULA CENTRAL

PROCEDIMENTO INICIAL : Desbaste do octavado externo e interno com fresa 16mm

ϕ rebaixo inferior = 299mm

ϕ rebaixo superior = 299mm

ϕ rebaixo inferior interno = 163,5 mm

Prof. do rebaixo - 4,6mm - faceamento

Faces 0,25 mm antes da retífica - faceamento

Rebaixos 0,50 mm antes da retífica - faceamento

ϕ externo = 400mm após torneamento.

PROCEDIMENTO II : Furação passante dos vértices (octavado interno e externo)

Broca de centro 1,6mm

Broca helicoidal 4mm $\phi = 4,8\text{mm}$.

PROCEDIMENTO III : Furos de alívio (não passantes).

Broca de centro - 1,15mm

Broca helicoidal - 9,0 mm

Broca helicoidal - 16,0 mm.

PROCEDIMENTO IV : Fresa de topo - 16,0 mm.

PROCEDIMENTO V : Sulcos

Furo de alívio

Broca de centro 1,6mm

Broca helicoidal - 4,0 mm.

PROCEDIMENTO VI Fresa de 4,0 mm.**PROCEDIMENTO VII:** Broca de centro 1,6 mm

Broca helicoidal 4,0 mm

Broca helicoidal 4,4 mm.

PROCEDIMENTO VIII: Retirada do arredondamento dos vértices dos octágonos com fresa (4mm).**PROCEDIMENTO IX:** Retorno ao CNC - dimensões de projeto obedecidas.

PROCEDIMENTO X: Usinagem de bolacha central - fofo GG20 - com diâmetro (74,5mm) e espessura igual a da plataforma. Esta deve estar com uma certa interferência sobre o furo central da plataforma. Furação do centro do bloco (novo apoio para o CNC) e a introdução de um parafuso allen de 1/2" embutido sobre o cilindro.

PROCEDIMENTO XI: Aferição com relógio apalpador das duas extremidades - minimização de erro de planicidade na superfície da plataforma.

PROCEDIMENTO XII: Fresamento do octavado.

PROCEDIMENTO XIII: Furação de centro com broca de 1,6 mm. sob os furos de alívio, os vértices e furos de célula de carga axial.

PROCEDIMENTO XIV: Passagem de broca de 4 mm. helicoidal sob os furos de alívio.

PROCEDIMENTO XV: Furação de 4.4 mm nas células de carga axial

Furação de centro com broca 9mm

Furação de centro com broca 16mm.

PROCEDIMENTO XVI: Fresamento:

- com broca de 8mm

- recorte com broca de 16mm.

PROCEDIMENTO XVII: Fixação da peça do lado oposto para produção de octavado na parte posterior da plataforma com fresa (16mm). Correção dos cantos do octavado com fresa de 8mm.

PROCEDIMENTO XVIII: Processo de limagem para correção de cantos e hastes.

ROTEIRO DE USINAGEM

ANEL RÍGIDO

PROCEDIMENTO 1: fixação da peça no torno de 3 castanhas independentes.

PROCEDIMENTO 2: faceamento da peça espessura(18mm) sob todo seu diâmetro.

PROCEDIMENTO 3: i - furo de centro
ii- broca de 19 mm
iii- broca de 35mm
iv- broca de 50.8mm

PROCEDIMENTO 4: ferramenta interna (metal duro) - USINA-SE O DIÂMETRO INTERNO e seus respectivos rebaixos.

PROCEDIMENTO 5: bedame de aço rápido p/ garantia de um rebaixo de 3mm de largura e 2mm de profundidade.

PROCEDIMENTO 6: peça presa em outro torno para faceamento do lado oposto p/ atingirmos a espessura(16mm) e diâmetro externo (295mm).

PROCEDIMENTO 7: determinou-se o centro da peça - fez-se a divisao dos furos com compasso de ponta; furação com gabarito a partir de furos presentes na tampa superior (furos com rosca-8 furos m4).

PROCEDIMENTO 8: determinação dos quatro furos para fixação das células de carga axial (4 furos .diâmetro 4.8mm)

ROTEIRO USINAGEM

TAMPA SUPERIOR

Procedimento 1: Determinou-se o centro da peça.

Procedimento 2: Fez-se a divisão dos furos com compasso de ponta

Procedimento 3: Furação (8 furos M4).

ROTEIRO USINAGEM

TAMPA INFERIOR

Procedimento 1: Determinou-se o centro da peça.

Procedimento 2: Fez-se a divisão dos furos com compasso de ponta

Procedimento 3: Furação (4 furos M4).

CALIBRAÇÃO E TESTES

PLATAFORMA EXTENSOMÉTRICA

1. A Plataforma Extensométrica

Como explicado anteriormente no Capítulo IV - Sistemas de Medida, foi desenvolvida uma plataforma de força baseada em extensômetros. A usinagem foi feita com auxílio do Prof. Dr. Reginaldo T. Coelho e do aluno de doutorado Aldo Braghini Júnior do Departamento de Engenharia Mecânica da Escola de Engenharia de São Carlos.

Os desenhos técnicos, relatórios de usinagem e programas executados pela fresadora frontal - CNC encontram-se no anexo I - Plataforma de Força.

2. Procedimento de Calibração

Os procedimentos de calibração foram realizados com o intuito de se analisar o comportamento do dispositivo em medições de forças semelhantes as promovidas pelos pés: binário no solo e normal.

Para tanto, foram realizados 11 ensaios:

- 8 ensaios por disco para análise do comportamento dos elementos elásticos - hastes - quanto às forças no sentido radial;
- 2 ensaios para análise de torção por disco;
- 1 ensaio para aferição da força normal por disco.

2.1. Ensaios de Força Radial

A análise das forças radiais em cada disco da plataforma é necessária para se aferir o comportamento deste dispositivo durante a mensuração de uma das forças componentes do binário empregado ao solo. Em número de dois, cada disco deve identificar, através das deformações de suas hastes radiais, a intensidade, a direção e o sentido de uma força. Com o resultado dos dois discos, é quantificado o momento torçor ou binário promovido pelos pés no solo.

O procedimento de calibração foi realizado com o disco preso a uma morsa, perpendicularmente ao solo, rotacionando-o de 45 graus para cada ensaio. Foram

pendurados pesos padrões ao seu centro, variando de 2,95 Newtons até 88,90 Newtons.

Foram analisados os valores de tensão dos extensômetros e células de carga. Estes componentes estão ligados em ponte, sob a seguinte configuração:

- Ponte A: Extensômetros 1, 2, 3, 4;
- Ponte B: Extensômetros 5, 6, 7, 8;
- Ponte C: Células de Carga.

Na sequência são apresentados esquemas dos testes, com os extensômetros indicados por seus respectivos números e a força radial - pesos - por meio de seta. O conjunto formado pelas quatros células de carga não é indicado no platô octagonal central, apenas a posição dos furos dos parafusos para sua fixação está definida. Porém, deve-se ressaltar que mesmo esta terceira ponte foi aferida nos testes de carga radial, sendo apresentadas nos gráficos três curvas de tensões resultantes.

2.1.1. Força Radial - Ensaio 1

Fig. 25 - Esquema do ensaio 1 - Posição 0 graus

Gráfico 1 - Força Radial

Gráf. 23 - Curvas de Tensão - Ensaio 1

2.1.2. Força Radial - Ensaio 2

Fig. 26 - Esquema do Ensaio 2 - Posição 45 graus

Gráfico05 - Força Radial

Gráf. 24 - Curvas de Tensão - Ensaio 2

2.1.3. Força Radial - Ensaio 3

Fig. 27 - Esquema do Ensaio 3 - Posição 90 graus

Gráfico 4 - Força Radial

Gráf. 25 - Curvas de Tensão - Ensaio 3

2.1.4. Força Radial - Ensaio 4

Fig. 28 - Esquema do Ensaio 4 - Posição 135 graus

Gráfico 7 - Força Radial

Gráf. 26 - Curvas de Tensão - Ensaio 4

2.1.5. Força Radial - Ensaio 5

Fig. 29 - Esquema do Ensaio 5 - Posição 180 graus

Gráfico 3 - Força Radial

Gráf. 27 - Curvas de Tensão - Ensaio 5

2.1.6. Força Radial - Ensaio 6

Fig. 30 - Esquema do Ensaio 6 - Posição 225 graus

Gráfico 8 - Força Radial

Gráf. 28 - Curvas de Tensão - Ensaio 6

2.1.7. Força Radial - Ensaio 7

Fig. 31 - Esquema do Ensaio 7 - Posição 270 graus

Gráfico 2 - Força Radial

Gráf. 29 - Curvas de Tensão - Ensaio 7

2.1.8. Força Radial - Ensaio 8

Fig. 32 - Esquema do Ensaio 8 - Posição 315 graus

Gráfico 6- Força Radial

Gráf. 30 - Curvas de Tensão - Ensaio 8

Anexo II

Programação MATLAB

1. Conversão de Coordenadas Cartesianas para Coordenadas Cilíndricas

Apresenta-se o programa desenvolvido em MATLAB para a reconstrução das trajetórias dos movimentos, conversão das coordenadas cartesianas em cilíndricas e obtenção dos dados cinemáticos.

Listagem do Programa Principal – MATLAB

* Programa de Conversão Coordenadas Cartesianas em Cilíndricas - MATLAB

** Carga de Dados dos 5 ensaios - Posição CM da raquete, Punho e Ombro

```
load r1.3d;  
load r2.3d;  
load r3.3d;  
load r4.3d;
```

```
load r5.3d;
```

```
Dp5_r1 = r1(:,14:16);
Dp5_r2 = r2(:,14:16);
Dp5_r3 = r3(:,14:16);
Dp5_r4 = r4(:,14:16);
Dp5_r5 = r5(:,14:16);
```

```
Dp4_r1 = r1(:,11:13);
Dp4_r2 = r2(:,11:13);
Dp4_r3 = r3(:,11:13);
Dp4_r4 = r4(:,11:13);
Dp4_r5 = r5(:,11:13);
```

```
Dp1_r1 = r1(:,2:4);
Dp1_r2 = r2(:,2:4);
Dp1_r3 = r3(:,2:4);
Dp1_r4 = r4(:,2:4);
Dp1_r5 = r5(:,2:4);
```

```
for i = 1:21
for j = 1:3
Dp5_ro1(i,j) = (Dp5_r1(i,j) - Dp1_r1(i,j))/1000;
Dp4_ro1(i,j) = (Dp4_r1(i,j) - Dp1_r1(i,j))/1000;
end
end
```

```
for i = 1:21
t5(i,1) = Dp5_ro1(i,1)/Dp5_ro1(i,3);
t4(i,1) = Dp4_ro1(i,1)/Dp4_ro1(i,3);
end
```

```
for i = 1:21
Dc5_r1(i,1) = (Dp5_ro1(i,1)^2+Dp5_ro1(i,3)^2)^0.5;
Dc5_r1(i,2) = atan(t5(i,1));
Dc5_r1(i,3) = Dp5_ro1(i,2);
end
```

```
for i = 1:21
Dc4_r1(i,1) = (Dp4_ro1(i,1)^2+Dp4_ro1(i,3)^2)^0.5;
Dc4_r1(i,2) = atan(t4(i,1));
Dc4_r1(i,3) = Dp4_ro1(i,2);
end
```

```

for i = 1:16
for j = 1:3
Dp5_ro2(i,j) = (Dp5_r2(i,j) - Dp1_r2(i,j))/1000;
Dp4_ro2(i,j) = (Dp4_r2(i,j) - Dp1_r2(i,j))/1000;
end
end

for i = 1:16
t5(i,1) = Dp5_ro2(i,1)/Dp5_ro2(i,3);
t4(i,1) = Dp4_ro2(i,1)/Dp4_ro2(i,3);
end

for i = 1:16
Dc5_r2(i,1) = (Dp5_ro2(i,1)^2+Dp5_ro2(i,3)^2)^0.5;
Dc5_r2(i,2) = atan(t5(i,1));
Dc5_r2(i,3) = Dp5_ro2(i,2);
end

for i = 1:16
Dc4_r2(i,1) = (Dp4_ro2(i,1)^2+Dp4_ro2(i,3)^2)^0.5;
Dc4_r2(i,2) = atan(t4(i,1));
Dc4_r2(i,3) = Dp4_ro2(i,2);
end

for i = 1:18
for j = 1:3
Dp5_ro3(i,j) = (Dp5_r3(i,j) - Dp1_r3(i,j))/1000;
Dp4_ro3(i,j) = (Dp4_r3(i,j) - Dp1_r3(i,j))/1000;
end
end

for i = 1:18
t5(i,1) = Dp5_ro3(i,1)/Dp5_ro3(i,3);
t4(i,1) = Dp4_ro3(i,1)/Dp4_ro3(i,3);
end

for i = 1:18
Dc5_r3(i,1) = (Dp5_ro3(i,1)^2+Dp5_ro3(i,3)^2)^0.5;
Dc5_r3(i,2) = atan(t5(i,1));
Dc5_r3(i,3) = Dp5_ro3(i,2);
end

for i = 1:18
Dc4_r3(i,1) = (Dp4_ro3(i,1)^2+Dp4_ro3(i,3)^2)^0.5;
Dc4_r3(i,2) = atan(t4(i,1));
Dc4_r3(i,3) = Dp4_ro3(i,2);

```

end

```

for i = 1:16
for j = 1:3
Dp5_ro4(i,j) = (Dp5_r4(i,j) - Dp1_r4(i,j))/1000;
Dp4_ro4(i,j) = (Dp4_r4(i,j) - Dp1_r4(i,j))/1000;
end
end

```

```

for i = 1:16
t5(i,1) = Dp5_ro4(i,1)/Dp5_ro4(i,3);
t4(i,1) = Dp4_ro4(i,1)/Dp4_ro4(i,3);
end

```

```

for i = 1:16
Dc5_r4(i,1) = (Dp5_ro4(i,1)^2+Dp5_ro4(i,3)^2)^0.5;
Dc5_r4(i,2) = atan(t5(i,1));
Dc5_r4(i,3) = Dp5_ro4(i,2);
end

```

```

for i = 1:16
Dc4_r4(i,1) = (Dp4_ro4(i,1)^2+Dp4_ro4(i,3)^2)^0.5;
Dc4_r4(i,2) = atan(t4(i,1));
Dc4_r4(i,3) = Dp4_ro4(i,2);
end

```

```

for i = 1:19
for j = 1:3
Dp5_ro5(i,j) = (Dp5_r5(i,j) - Dp1_r5(i,j))/1000;
Dp4_ro5(i,j) = (Dp4_r5(i,j) - Dp1_r5(i,j))/1000;
end
end

```

```

for i = 1:19
t5(i,1) = Dp5_ro5(i,1)/Dp5_ro5(i,3);
t4(i,1) = Dp4_ro5(i,1)/Dp4_ro5(i,3);
end

```

```

for i = 1:19
Dc5_r5(i,1) = (Dp5_ro5(i,1)^2+Dp5_ro5(i,3)^2)^0.5;
Dc5_r5(i,2) = atan(t5(i,1));
Dc5_r5(i,3) = Dp5_ro5(i,2);
end

```

```

for i = 1:19

```

```

Dc4_r5(i,1) = (Dp4_ro5(i,1)^2+Dp4_ro5(i,3)^2)^0.5;
Dc4_r5(i,2) = atan(t4(i,1));
Dc4_r5(i,3) = Dp4_ro5(i,2);
end

```

```

Dp54 = Dp5_omb - Dp4_omb;

```

```

for i = 1:12
t5(i,1) = Dp5_omb(i,1)/Dp5_omb(i,3);
t4(i,1) = Dp4_omb(i,1)/Dp4_omb(i,3);
end

```

```

for i = 1:12
Dp5(i,1) = (Dp5_omb(i,1)^2+Dp5_omb(i,3)^2)^0.5;
Dp5(i,2) = atan(t5(i,1));
Dp5(i,3) = Dp5_omb(i,2);
end

```

```

for i = 1:12
Dp4(i,1) = (Dp4_omb(i,1)^2+Dp4_omb(i,3)^2)^0.5;
Dp4(i,2) = atan(t4(i,1));
Dp4(i,3) = Dp4_omb(i,2);
end

```

```

t = 1:12;
t = t(:);
ts = 1:0.1:12;
ts = ts(:);
for i = 1:3
Dp5s(:,i) = spline(t,Dp5(:,i),ts);
Dp4s(:,i) = spline(t,Dp4(:,i),ts);
end
end

```

```

Dp5m = Dp5s/1000;
Dp4m = Dp4s/1000;

```

```

for i = 1:3
Vp5(:,i) = diff(Dp5m(:,i))/0.004;
end

```

```

for i = 1:3

```

```
Ap5(:,i) = diff(Vp5(:,i));  
end
```

```
for i = 1:120  
Fc(i,1) = 0.3*(Ap5(i,1));  
end
```

```
for i = 1:12  
MDp43_mp(i,:) = (Dp43_mp(i,1)^2+Dp43_mp(i,2)^2+Dp43_mp(i,3)^2)^0.5;  
end
```

```
for i = 1:12  
xt(i,:) = cross(Dp54_mp(i,:),Dp43_mp(i,:));  
end
```

```
for i = 1:12  
Mxt(i,1) = (xt(i,1)^2+xt(i,2)^2+xt(i,3)^2)^0.5;  
end
```

```
for i = 1:12  
yt(i,:) = cross(Dp43_mp(i,:),xt(i,:));  
end
```

```
for i = 1:12  
Myt(i,:) = (yt(i,1)^2+yt(i,2)^2+yt(i,3)^2)^0.5;  
end
```

```
for i = 1:12  
for j = 1:3  
cos_x(i,j) = xt(i,j)/Mxt(i,1);  
end  
end
```

```
for i = 1:12  
for j = 1:3
```

```
cos_y(i,j) = yt(i,j)/Myt(i,1);
```

```
end
```

```
end
```

```
for i = 1:12
```

```
for j = 1:3
```

```
cos_z(i,j) = Dp43_mp(i,j)/MDp43_mp(i,1);
```

```
end
```

```
end
```

```
for i = 1:12
```

```
Dp54_Pct(i,1) = (cos_x(i,1)*(Dp5_mp(i,1)-Dp4_mp(i,1))+cos_x(i,2)*(Dp5_mp(i,2)-Dp4_mp(i,2))+cos_x(i,3)*(Dp5_mp(i,3)-Dp4_mp(i,3)));
```

```
Dp54_Pct(i,2) = (cos_y(i,1)*(Dp5_mp(i,1)-Dp4_mp(i,1))+cos_y(i,2)*(Dp5_mp(i,2)-Dp4_mp(i,2))+cos_y(i,3)*(Dp5_mp(i,3)-Dp4_mp(i,3)));
```

```
Dp54_Pct(i,3) = (cos_z(i,1)*(Dp5_mp(i,1)-Dp4_mp(i,1))+cos_z(i,2)*(Dp5_mp(i,2)-Dp4_mp(i,2))+cos_z(i,3)*(Dp5_mp(i,3)-Dp4_mp(i,3)));
```

```
end
```

```
Y = [0 10 0];
```

```
for i = 1:12
```

```
xt2(i,:) = cross(Y,Dp43_mp(i,:));
```

```
end
```

```
for i = 1:12
```

```
Mxt2(i,1) = (xt2(i,1)^2+xt2(i,2)^2+xt2(i,3)^2)^0.5;
```

```
end
```

```
for i = 1:12
```

```
yt2(i,:) = cross(Dp43_mp(i,:),xt2(i,:));
```

```
end
```

```
for i = 1:12
```

```
Myt2(i,:) = (yt2(i,1)^2+yt2(i,2)^2+yt2(i,3)^2)^0.5;
```

```
end
```

```
for i = 1:12
```

```
for j = 1:3
```

```
cos_x2(i,j) = xt2(i,j)/Mxt2(i,1);
```

```
end
```

```
end
```

```
for i = 1:12
```

```

for j = 1:3
cos_y2(i,j) = yt2(i,j)/Myt2(i,1);
end
end

for i = 1:12
for j = 1:3
cos_z2(i,j) = Dp43_mp(i,j)/MDp43_mp(i,1);
end
end

for i = 1:12
Dp54_PC(i,1) = (cos_x2(i,1)*(Dp5_mp(i,1)-
Dp4_mp(i,1))+cos_x2(i,2)*(Dp5_mp(i,2)-Dp4_mp(i,2))+cos_x2(i,3)*(Dp5_mp(i,3)-
Dp4_mp(i,3)));
Dp54_PC(i,2) = (cos_y2(i,1)*(Dp5_mp(i,1)-
Dp4_mp(i,1))+cos_y2(i,2)*(Dp5_mp(i,2)-Dp4_mp(i,2))+cos_y2(i,3)*(Dp5_mp(i,3)-
Dp4_mp(i,3)));
Dp54_PC(i,3) = (cos_z2(i,1)*(Dp5_mp(i,1)-
Dp4_mp(i,1))+cos_z2(i,2)*(Dp5_mp(i,2)-Dp4_mp(i,2))+cos_z2(i,3)*(Dp5_mp(i,3)-
Dp4_mp(i,3)));
end

for i = 1:12
for j = 1:3
Dp5_omb(i,j) = Dp5_mp(i,j) - Dp2_mp(i,j);
Dp54_omb(i,j) = Dp54_mp(i,j) - Dp2_mp(i,j);
end
end

t = 1:12;
t = t(:);
ts = 1:0.1:12;
ts = ts(:);
for i = 1:3
Dp5(:,i) = spline(t,Dp5_omb(:,i),ts);
Dp54(:,i) = spline(t,Dp54_omb(:,i),ts);
Dp42p(:,i) = spline(t,Dp42_mp(:,i),ts);
cos_x2s(:,i) = spline(t,cos_x2(:,i),ts);
cos_y2s(:,i) = spline(t,cos_y2(:,i),ts);
cos_z2s(:,i) = spline(t,cos_z2(:,i),ts);
end

Dp5 = Dp5/1000;
Dp54 = Dp54/1000;
Dp42p = Dp42p/1000;

```

```

for i = 1:3
Vp5(:,i) = diff(Dp5(:,i))/0.004;
end

Pp54 = 0.3*Vp5;

for i = 1:110
L_P(i,:) = cross(Dp54(i,:),Pp54(i,:));
end

for i = 1:110
L_p(i,1) = (cos_x2s(i,1)*(L_P(i,1)-Dp42p(i,1))+cos_x2s(i,2)*(L_P(i,2)-
Dp42p(i,2))+cos_x2s(i,3)*(L_P(i,3)-Dp42p(i,3)));
L_p(i,2) = (cos_y2s(i,1)*(L_P(i,1)-Dp42p(i,1))+cos_y2s(i,2)*(L_P(i,2)-
Dp42p(i,2))+cos_y2s(i,3)*(L_P(i,3)-Dp42p(i,3)));
L_p(i,3) = (cos_z2s(i,1)*(L_P(i,1)-Dp42p(i,1))+cos_z2s(i,2)*(L_P(i,2)-
Dp42p(i,2))+cos_z2s(i,3)*(L_P(i,3)-Dp42p(i,3)));
end

load r1_s.txt;
load r2_s.txt;
load r3_s.txt;
load r4_s.txt;
load r5_s.txt;

Dp5_r1 = r1_s(:,14:16);
Dp5_r2 = r2_s(:,14:16);
Dp5_r3 = r3_s(:,14:16);
Dp5_r4 = r4_s(:,14:16);
Dp5_r5 = r5_s(:,14:16);

Dp4_r1 = r1_s(:,11:13);
Dp4_r2 = r2_s(:,11:13);
Dp4_r3 = r3_s(:,11:13);
Dp4_r4 = r4_s(:,11:13);
Dp4_r5 = r5_s(:,11:13);

Dp3_r1 = r1_s(:,8:10);
Dp3_r2 = r2_s(:,8:10);

```

```
Dp3_r3 = r3_s(:,8:10);
Dp3_r4 = r4_s(:,8:10);
Dp3_r5 = r5_s(:,8:10);
```

```
Dp2_r1 = r1_s(:,5:7);
Dp2_r2 = r2_s(:,5:7);
Dp2_r3 = r3_s(:,5:7);
Dp2_r4 = r4_s(:,5:7);
Dp2_r5 = r5_s(:,5:7);
```

```
for i = 1:12
for j = 1:3
Dp5_mr(i,j) = (Dp5_r1(i,j)+Dp5_r2(i,j)+Dp5_r3(i,j)+Dp5_r4(i,j)+Dp5_r5(i,j))/5;
Dp4_mr(i,j) = (Dp4_r1(i,j)+Dp4_r2(i,j)+Dp4_r3(i,j)+Dp4_r4(i,j)+Dp4_r5(i,j))/5;
Dp3_mr(i,j) = (Dp3_r1(i,j)+Dp3_r2(i,j)+Dp3_r3(i,j)+Dp3_r4(i,j)+Dp3_r5(i,j))/5;
Dp2_mr(i,j) = (Dp2_r1(i,j)+Dp2_r2(i,j)+Dp2_r3(i,j)+Dp2_r4(i,j)+Dp2_r5(i,j))/5;
end
end
```

```
Dp54_mr = Dp5_mr - Dp4_mr;
Dp43_mr = Dp4_mr - Dp3_mr;
Dp42_mr = Dp4_mr - Dp2_mr;
```

```
for i = 1:12
MDp43_mr(i,:) = (Dp43_mr(i,1)^2+Dp43_mr(i,2)^2+Dp43_mr(i,3)^2)^0.5;
end
```

```
for i = 1:12
xt(i,:) = cross(Dp54_mr(i,:),Dp43_mr(i,:));
end
```

```
for i = 1:12
Mxt(i,1) = (xt(i,1)^2+xt(i,2)^2+xt(i,3)^2)^0.5;
end
```

```
for i = 1:12
yt(i,:) = cross(Dp43_mr(i,:),xt(i,:));
end
```

```
for i = 1:12
Myt(i,:) = (yt(i,1)^2+yt(i,2)^2+yt(i,3)^2)^0.5;
end
```

```
for i = 1:12
```

```

for j = 1:3
cos_x(i,j) = xt(i,j)/Mxt(i,1);
end
end

```

```

for i = 1:12
for j = 1:3
cos_y(i,j) = yt(i,j)/Myt(i,1);
end
end

```

```

for i = 1:12
for j = 1:3
cos_z(i,j) = Dp43_mr(i,j)/MDp43_mr(i,1);
end
end

```

```

for i = 1:12
Dp54_rct(i,1) = (cos_x(i,1)*Dp54_mr(i,1)+cos_x(i,2)*Dp54_mr(i,2)+cos_x(i,3)*Dp54_mr(i,3));
Dp54_rct(i,2) = (cos_y(i,1)*Dp54_mr(i,1)+cos_y(i,2)*Dp54_mr(i,2)+cos_y(i,3)*Dp54_mr(i,3));
Dp54_rct(i,3) = (cos_z(i,1)*Dp54_mr(i,1)+cos_z(i,2)*Dp54_mr(i,2)+cos_z(i,3)*Dp54_mr(i,3));
end

```

```

Y = [0 10 0 ];

```

```

for i = 1:12
xt2(i,:) = cross(Y,Dp43_mr(i,:));
end

```

```

for i = 1:12
Mxt2(i,1) = (xt2(i,1)^2+xt2(i,2)^2+xt2(i,3)^2)^0.5;
end

```

```

for i = 1:12
yt2(i,:) = cross(Dp43_mr(i,:),xt2(i,:));
end

```

```

for i = 1:12
Myt2(i,:) = (yt2(i,1)^2+yt2(i,2)^2+yt2(i,3)^2)^0.5;
end

```

```

for i = 1:12
for j = 1:3
cos_x2(i,j) = xt2(i,j)/Mxt2(i,1);
end
end

```

```

for i = 1:12
for j = 1:3
cos_y2(i,j) = yt2(i,j)/Myt2(i,1);
end
end

```

```

for i = 1:12
for j = 1:3
cos_z2(i,j) = Dp43_mr(i,j)/MDp43_mr(i,1);
end
end

```

```

for i = 1:12
Dp54_PCr(i,1) =
(cos_x2(i,1)*Dp54_mr(i,1)+cos_x2(i,2)*Dp54_mr(i,2)+cos_x2(i,3)*Dp54_mr(i,3));
Dp54_PCr(i,2) =
(cos_y2(i,1)*Dp54_mr(i,1)+cos_y2(i,2)*Dp54_mr(i,2)+cos_y2(i,3)*Dp54_mr(i,3));
Dp54_PCr(i,3) =
(cos_z2(i,1)*Dp54_mr(i,1)+cos_z2(i,2)*Dp54_mr(i,2)+cos_z2(i,3)*Dp54_mr(i,3));
end

```

```

for i = 1:12
for j = 1:3
Dr5_omb(i,j) = Dp5_mr(i,j) - Dp2_mr(i,j);
Dr54_omb(i,j) = Dp54_mr(i,j) - Dp2_mr(i,j);
end
end

```

```

t = 1:12;
t = t(:);
ts = 1:0.1:12;
ts = ts(:);
for i = 1:3
Dr54(:,i) = spline(t,Dr54_omb(:,i),ts);
Dr5(:,i) = spline(t,Dr5_omb(:,i),ts);
cos_x2s(:,i) = spline(t,cos_x2(:,i),ts);
cos_y2s(:,i) = spline(t,cos_y2(:,i),ts);
cos_z2s(:,i) = spline(t,cos_z2(:,i),ts);

```

```
Dp42r(:,i) = spline(t,Dp42_mr(:,i),ts);
end
```

```
Dr5 = Dr5/1000;
Dr54 = Dr54/1000;
Dp42r = Dp42r/1000;
```

```
for i = 1:3
    Vr5(:,i) = diff(Dr5(:,i))/0.004;
end
```

```
Pr54 = 0.3*Vr5;
```

```
for i = 1:110
    L_R(i,:) = cross(Dr54(i,:),Pr54(i,:));
end
```

```
for i = 1:110
    L_r(i,1) = (cos_x2s(i,1)*(L_R(i,1)-Dp42r(i,1))+cos_x2s(i,2)*(L_R(i,2)-Dp42r(i,2))+cos_x2s(i,3)*(L_R(i,3)-Dp42r(i,3)));
    L_r(i,2) = (cos_y2s(i,1)*(L_R(i,1)-Dp42r(i,1))+cos_y2s(i,2)*(L_R(i,2)-Dp42r(i,2))+cos_y2s(i,3)*(L_R(i,3)-Dp42r(i,3)));
    L_r(i,3) = (cos_z2s(i,1)*(L_R(i,1)-Dp42r(i,1))+cos_z2s(i,2)*(L_R(i,2)-Dp42r(i,2))+cos_z2s(i,3)*(L_R(i,3)-Dp42r(i,3)));
end
```

```
for i = 1:3
    T_P(:,i) = diff(L_p(:,i));
    T_R(:,i) = diff(L_r(:,i));
end
```

```
for i = 1:3
    Ap5(:,i) = diff(Vp5(:,i));
    Ar5(:,i) = diff(Vr5(:,i));
end
```

```
for i = 1:110
    MVp5(i,:) = (Vp5(i,1)^2+Vp5(i,2)^2+Vp5(i,3)^2)^0.5;
    MVr5(i,:) = (Vr5(i,1)^2+Vr5(i,2)^2+Vr5(i,3)^2)^0.5;
end
```

Anatomia do Movimento

1. Definições

Devido à característica multidisciplinar que envolve a área de bioengenharia, faz-se necessário um estudo básico de anatomia, envolvendo desde a definição da posição anatômica de análise, planos básicos de referência e tipos de movimentos articulares.

1.1. Posição Anatômica

A posição anatômica de análise, ou seja, a posição zero para se definir os movimentos da maioria das articulações do corpo, consiste do corpo em posição ereta, face para frente, braços dos lados, palmas das mãos para a frente com os dedos e polegares em extensão.

1.2. Planos Básicos de Referência

1.2.1. Plano Sagital

Com a figura humana ereta, o plano sagital é um plano perpendicular ao solo e divide o corpo em metades: direita e esquerda. Seu nome é derivado da sutura sagital do crânio.

1.2.2. Plano Coronal

O plano coronal pode ser descrito como sendo um plano perpendicular ao solo, porém ortogonal ao plano sagital. Sendo assim, divide o corpo nas partes posterior e anterior. Seu nome, por sua vez, é derivado da sutura coronal do crânio.

1.2.3. Plano Transversal

O plano transversal é paralelo ao solo, dividindo o corpo em porções superior (cranial) e inferior (caudal) na altura do abdômen, ou seja, do centro de massa do corpo.

Fig. 05 - Planos de Referência

(Fonte: Winter, D. A., "Biomechanics and Motor Control of Human Movement")

1.3. Eixos de Movimentação

Os eixos de movimentação consistem dos eixos de rotação das articulações.

1.3.1. Eixo Sagital

É o eixo definido pela intersecção dos planos sagital e transversal. Os movimentos ditos de abdução e adução ocorrem em torno deste eixo no plano coronal.

1.3.2. Eixo Coronal

É o Eixo definindo pela intersecção dos planos transversal e coronal. Os movimentos ditos de flexão e extensão ocorrem em torno deste eixo no plano sagital.

1.3.3. Eixo Longitudinal

É o eixo definido pela intersecção dos planos sagital e coronal. Os movimentos denominados rotação medial e lateral ocorrem em torno deste eixo em um plano transversal.

2. Movimentos Articulares

Neste tópico são abordadas as articulações de interesse no estudo das movimentações rígida e pendular. Assume-se, segundo DETLEFS, GLITSH (1995), que a mão, o antebraço, o braço e o corpo estão conectados por juntas ideais, de tal maneira que todo movimento ocorre sem atrito nas articulações. Outra consideração feita determina que, durante a pancada no tênis, o movimento é caracteristicamente rotacional, assumindo-se na modelagem matemática que somente as articulações do membro superior e quadril apresentam mobilidade.

2.1. Articulações da Extremidade Superior

2.1.1. Articulação do Ombro / Gleno-umeral

É uma articulação esferóide formada pela articulação da cabeça do úmero, de formato esférico, e a cavidade glenóide da escápula, um receptáculo côncavo.

Os tipos de movimento desta articulação para análise rígido-pendular resumem-se à:

- Flexão e Extensão

São movimentos em torno do eixo coronal. A flexão é o movimento na direção anterior e pode começar a partir de uma posição de 45 graus de extensão (braço estendido para trás). Ele possui um deslocamento angular para frente, através da posição anatômica zero e adiante até a posição de 120 graus. Deve ser observado aqui que a posição acima da cabeça, à 180 graus, pode ser atingida, porém com a utilização de um movimento combinado da articulação do ombro e da cintura escapular.

Entretanto, os movimentos rígido e pendular por efeito de estudo estão restritos ao plano horizontal, o que faz com que a flexão existente durante a movimentação permaneça com valores em torno de 90 graus, não sendo considerados os movimentos combinados ombro-cintura escapular.

A extensão, por sua vez, é o movimento no sentido posterior e, tecnicamente, refere-se ao deslocamento angular desde 180 graus de flexão combinada até 45 graus de extensão.

- Abdução e Adução

São movimentos em torno do eixo sagital. A abdução é o movimento em sentido lateral através de uma amplitude de 180 graus até uma posição vertical acima da cabeça.

A adução é o movimento no sentido do plano mediosagital em sentido medial. Tecnicamente refere-se ao arco de movimentação a partir da elevação completa, acima da cabeça, através da posição anatômica zero até uma posição obliquamente para cima e cruzando a frente do corpo.

Da mesma maneira que a flexão-extensão, esses movimentos também estão restritos à valores em torno de 90 graus.

- Abdução e Adução Horizontais

São movimentos em um plano transversal em torno de um eixo longitudinal. A abdução horizontal é o movimento em direção lateral e posterior, enquanto a adução lateral é o movimento em direção anterior e medial.

A amplitude de abdução horizontal, sendo determinada em grande extensão pelo comprimento do músculo peitoral maior, é extremamente variável. Com o úmero em flexão de 90 graus como posição zero para medição, a amplitude normal deve ser cerca de 90 graus na abdução horizontal e cerca de 40 graus na adução horizontal, mais facilmente julgada pela capacidade de colocar a palma da mão sobre o topo do ombro oposto.

- Rotação Medial e Lateral

São movimentos em torno de um eixo longitudinal através do úmero. A rotação medial é o movimento no qual a superfície anterior do úmero se volta no sentido do plano mediosagital. A rotação lateral é o movimento no qual a superfície anterior do úmero se volta afastando-se do plano sagital mediano.

A extensão da rotação medial ou da lateral varia com o grau de elevação em abdução ou flexão. Para finalidades de medição articular a posição zero é uma posição na qual o ombro está em abdução de 90 graus, o cotovelo está dobrado em ângulo reto e o antebraço está em ângulo reto com o plano coronal. A partir desta posição, a qual pode ser observada como semelhante à de estudo, visto que o ombro apresenta-se em abdução de 90 graus, a rotação lateral do ombro descreve um arco de 90 graus até uma posição na qual o antebraço está paralelo com a cabeça. A rotação medial possui um deslocamento angular de aproximadamente 70 graus se o movimento da cintura escapular não for permitido. Se a escápula estiver livre para se inclinar anteriormente, o antebraço pode descrever um arco de 90 graus até uma posição na qual ele está paralelo com o lado do corpo.

2.1.2. Articulação do Cotovelo

O cotovelo é uma articulação de gínglimo formada pela articulação do úmero com a ulna e o rádio.

Nesta articulação nosso interesse está voltado ao movimento de prono-supinação. Os demais tipos de movimentação somente serão citados.

- Supinação e pronação

São movimentos de rotação do antebraço. Na pronação, a extremidade distal do rádio move-se a partir de uma posição lateral, como na posição anatômica, para uma posição medial. Já na supinação, seu movimento compreende o deslocamento de uma posição medial para uma posição lateral.

A posição neutra ou zero está a meio caminho entre a supinação e a pronação. A amplitude normal de movimentação é de 90 graus em qualquer sentido.

- Flexão e Extensão

Ocorrem em torno de um eixo coronal. A flexão tem amplitude de 145 graus, partindo da posição de cotovelo estendido até uma posição completamente

flexionado. A extensão é o movimento de retorno, portanto de 145 graus em direção à posição inicial.

2.1.3. Articulação do Punho

O punho é uma articulação condilóide formada pelo rádio e a superfície distal do disco articular que se articula com o escafoide, semilunar e piramidal.

- Flexão e Extensão

São movimentos em torno de um eixo coronal. A partir da posição anatômica a flexão é o movimento na direção anterior, aproximando a superfície palmar da mão no sentido da superfície anterior do antebraço. A extensão é o movimento na direção posterior, aproximando o dorso da mão no sentido da superfície posterior do antebraço. Sendo com o punho reto a posição zero, semelhante à posição anatômica inicial (item 1.1), a amplitude da flexão é de aproximadamente 80 graus e da extensão de aproximadamente 70 graus.

- *Abdução (desvio radial) e Adução (desvio ulnar)*

São movimentos em torno de um eixo sagital. Com a mão em posição anatômica, movê-la no sentido do lado ulnar é também movê-la medialmente no sentido da linha mediana do corpo, e portanto é adução. Mover a mão no sentido do lado radial é abdução. Assumindo como zero a posição anatômica, a amplitude da adução é de aproximadamente 35 graus e da abdução de aproximadamente 20 graus.

2.2. Movimentos da Coluna Vertebral

As articulações vertebrais incluem as articulações sinoviais bilaterais dos arcos vertebrais, onde as facetas inferiores de uma vértebra articulam-se com as facetas superiores da vértebra adjacente, e as articulações fibrosas entre corpos vertebrais sucessivos unidos pelos discos intervertebrais cartilagosos. O movimento entre duas vértebras adjacentes é leve, e é determinado pela declividade das facetas articulares e a flexibilidade dos discos intervertebrais. A amplitude de movimentação da coluna como um todo, entretanto, é considerável e os movimentos permitidos são de flexão, extensão, flexão lateral e rotação.

No nosso estudo, vemos que a movimentação de interesse desta articulação é a rotação, caracterizada por ser um movimento em plano transversal mais livre na

região torácica e ligeira na região lombar. A rotação na região cervical permite cerca de 90 graus de amplitude de movimentação da cabeça e é referida como rotação da face no sentido da direita ou esquerda. A rotação do tórax sobre a pelve é descrita como no sentido do relógio (para a frente com o lado esquerdo) ou contrária ao relógio (para a frente com o lado direito).

Vale ressaltar que, como dito anteriormente, no presente trabalho a modelagem matemática é feita considerando-se esta articulação imóvel como uma forma de aproximação.

2.3. Articulações da Extremidade Inferior

2.3.1. Articulação do Quadril

É uma articulação esferóide (receptáculo) formada pela articulação do acetábulo da pelve com a cabeça do fêmur. Os movimentos possíveis são a flexão e extensão, a adução e abdução e a rotação lateral e medial.

Para fins do estudo biomecânico dos movimentos rígido e pendular, os movimentos de interesse são as rotações lateral e medial. Esses movimentos são em torno de um eixo longitudinal. A rotação medial é o movimento no qual a superfície anterior da coxa volta-se no sentido do plano mediosagital. Na rotação lateral, a

superfície anterior da coxa move-se afastando-se do plano mediosagital. A rotação pode resultar, também, do movimento do tronco sobre o fêmur.

É importante salientar que, segundo o modelo matemático sugerido, a transmissão do torque no solo até a articulação gleno-umeral ocorre por meio destas rotações.

2.3.2. Articulação do Joelho

A articulação do joelho é uma articulação de gínglimo, formada pela articulação dos côndilos do fêmur com os côndilos da tíbia e pela patela articulando-se com a superfície patelar do fêmur. Seus movimentos são a flexão e extensão (podendo surgir casos de hiperextensão) e as rotações lateral e medial.

Na prática do tênis, entretanto, o atleta se posiciona com os joelhos em ligeira flexão, diminuindo a movimentação rotacional dos joelhos. Isto ocorre porque em extensão, o joelho se apresenta essencialmente travado, impedindo qualquer rotação. Com isso, a contribuição para as movimentações rígida e pendular podem ser desprezadas, sem perdas na precisão do modelo matemático.

3. Graus de Liberdade entre o Movimento Rígido e o Movimento Pendular

Durante a movimentação no tênis, a raquete tende a executar oscilações em tornos de eixos coincidentes aos eixos de rotações do antebraço e pulso. No caso da pancada rígida, estes movimentos são inibidos através da ação muscular sobre os segmentos ósseos, impedindo seus movimentos relativos. Com isso há um aumento das possibilidades de lesões musculares devido à intensidade e, principalmente, à repetição destes esforços.

Na movimentação pendular o mesmo não ocorre, sendo permitidas as oscilações resultantes dos efeitos dos momentos inercial e tangencial, condição dentro da qual os esforços são consideravelmente menores.

Temos portanto um aumento nos graus de liberdade da raquete quando o movimento pendular é aplicado. A movimentação rígida elimina as oscilações, simulando um engastamento da raquete através de sua base, ou seja, os músculos empregam uma ação resistiva sobre as articulações, impedindo durante a fase de aceleração, os seguintes movimentos articulares:

- (1) Supinação do Antebraço;
 - (2) Adução do Punho;
 - (3) Extensão do Punho.
-

A ação resistiva muscular é caracterizada pela atuação de grupos musculares responsáveis pelos movimentos contrários às tendências de oscilação da raquete, ou seja:

(1) Músculos Pronadores do Antebraço;

(2) Músculos Abdutores do Punho;

(3) Músculos Flexores do Punho.

O cálculo comparativo da redução de esforços musculares entre os dois movimentos em estudo será feito portanto sobre estes três grupos musculares. Para tanto, é necessário um estudo detalhado de cada um dos grupos, determinando as características de cada músculo que os compõe. Este estudo está dividido em duas partes: anatômica - referente às ações, origens e inserções - e antropométrica - a qual aborda a linha de ação, direção das fibras e distância ao eixo de rotação para cada músculo.

4. Estudo Anatômico - Grupos Musculares

Neste tópico são estudados detalhadamente os músculos beneficiados pelas oscilações livres presentes no movimento pendular. Inicialmente vamos identificá-los, classificando-os segundo os grupos musculares:

(1) Músculos Pronadores do Antebraço

Pronador Quadrado;

Pronador Redondo.

(2) Músculos Abdutores do Punho

Abdutor Longo do Polegar;

Extensor Curto do Polegar;

Extensor dos Dedos;

Extensor Longo do Polegar;

Extensor Radial Curto e Longo do Carpo;

Flexor Radial do Carpo.

(3) Músculos Flexores do Punho

Abdutor Longo do Polegar;

Flexor Longo do Polegar;

Flexor Profundo dos Dedos;

Flexor Radial do Carpo;

Flexor Superficial do Dedos;

Flexor Ulnar do Carpo;

Palmar Longo.

4.1. Grupos Musculares -Músculos

4.1.1. Músculos Pronadores do Antebraço

4.1.1.1. Músculo Pronador Quadrado

Origem: Lado medial, superfície anterior do quarto distal da ulna.

Inserção: Lado lateral, superfície anterior do quarto distal do rádio.

Ação: Prona o antebraço.

Fig. 06 - Músculo Pronador Quadrado

(Fonte: Kendall, McCreary - "Músculos, Provas e Funções")

4.1.1.2. Músculo Pronador Redondo

Origem:

Cabeça Umeral Imediatamente acima do epicôndilo medial do úmero, tendão flexor comum e fáscia antebraquial profunda.

Cabeça Ulnar Lado medial do processo coronóide da ulna.

Inserção: Meio da superfície lateral do rádio.

Ação: Prona o antebraço e auxilia na flexão da articulação do cotovelo.

Fig. 07 - Pronador Redondo

(Fonte: Kendall, McCreary - "Músculos, Provas e Funções")

4.1.2. Músculos Abdutores do Punho

4.1.2.1. Músculo Abdutor Longo do Polegar

Origem: Superfície posterior do corpo da ulna distal à origem do supinador, membrana interóssea e superfície posterior do terço médio do corpo do rádio.

Inserção: Base do primeiro osso metacarpiano, lado radial.

Ação: Abduz e estende a articulação carpometacarpiana do polegar. Abduz e auxilia na flexão do punho.

Fig. 08 - Músculo Abductor Longo do Polegar

(Fonte: Kendall, McCreary - "Músculos, Provas e Funções")

4.1.2.2. Músculo Extensor Curto do Polegar

- Origem:** Superfície posterior do corpo do rádio distal à origem do abdutor longo do polegar e membrana interóssea.
- Inserção:** Base da falange proximal do polegar, superfície dorsal.
- Ação:** Estende a articulação metacarpofalangiana do polegar. Estende e abduz a articulação carpometacarpiana e auxilia na abdução (desvio radial) do punho.
-

Fig. 09 - Músculo Extensor Curto do Polegar

(Fonte: Kendall, McCreary - "Músculos, Provas e Funções")

4.1.2.3. Músculo Extensor dos Dedos

Origem:	Tendão extensor comum a partir do epicôndilo lateral do úmero e fascia antebraquial profunda.
Inserção:	Por quatro tendões, cada um penetrando numa expansão membranosa no dorso do segundo ao quinto dedos e dividindo-se sobre a falange proximal em uma faixa medial e duas laterais. A faixa medial insere-se na base da falange intermediária, enquanto as faixas laterais unem-se de novo sobre a falange intermediária e inserem-se na base da falange distal.
Ação:	Estende as articulações metacarpofalangianas e, em conjunção com os lumbricais e interósseos, estende as articulações interfalangianas do segundo até o quinto dedos. Auxilia na abdução dos dedos indicador, anular e mínimo e auxilia na extensão e abdução do punho.

Fig. 10 - Músculo Extensor dos Dedos

(Fonte: Kendall, McCreary - "Músculos, Provas e Funções")

4.1.2.4. Músculo Extensor Radial Curto do Carpo

Origem: Tendão extensor comum a partir do epicôndilo lateral do úmero, ligamento colateral radial da articulação do cotovelo e fáscia antebraquial profunda.

Inserção: Superfície dorsal da base do terceiro osso metacarpiano.

Ação: Estende e auxilia na abdução do punho.

4.1.2.5. Músculo Extensor Radial Longo do Carpo

Origem: Terço distal da crista supracondiliana lateral do úmero e septo intermuscular lateral.

Inserção: Superfície dorsal da base do segundo osso metacarpiano, lado radial.

Ação: Estende e abduz o punho e auxilia na flexão do cotovelo.

Fig. 11 - Músculos Extensores Curto e Longo do Carpo

(Fonte: Kendall, McCreary - "Músculos, Provas e Funções")

4.1.2.6. Músculo Flexor Radial do Carpo

Origem:	Tendão flexor comum a partir do epicôndilo medial do úmero e fáscia antebraquial profunda (fáscia indicada pelas linhas paralelas na figura).
Inserção:	Base do segundo osso metacarpiano e uma tira à base do terceiro osso metacarpiano.
Ação:	Flete e abduz o punho e pode auxiliar na pronação e flexão do cotovelo.

Fig. 12 - Músculo Flexor Radial do Carpo

(Fonte: Kendall, McCreary - "Músculos, Provas e Funções")

4.1.3. Músculos Flexores do Punho

4.1.3.1. Músculo Flexor Longo do Polegar

Origem:	Superfície anterior do corpo do rádio abaixo da tuberosidade, membrana interóssea, borda medial do processo coronóide da ulna e/ou epicôndilo medial do úmero.
Inserção:	Base da falange distal do polegar, superfície palmar.
Ação:	Flexiona a articulação interfalângiana do polegar, auxilia na flexão das articulações metacarpofalângiana e carpometacarpiana, podendo auxiliar na flexão do punho.

Fig. 13 - Músculo Flexor Longo do Polegar

(Fonte: Kendall, McCreary - "Músculos, Provas e Funções")

4.1.3.2. Músculo Flexor Profundo dos Dedos

Origem:	Superfície anterior e medial dos três quartos proximais da ulna, membrana interóssea e fáscia antebraquial profunda.
Inserção:	Por quatro tendões nas bases das falanges distais, superfície anterior.
Ação:	Flete as articulações interfalangianas distais dos dedos indicador, médio ulnar e mínimo. Auxilia na flexão das articulações.

Fig. 14 - Músculo Flexor Profundo dos Dedos

(Fonte: Kendall, McCreary - "Músculos, Provas e Funções")

4.1.3.3. Músculo Flexor Radial do Carpo

Origem:	Tendão flexor comum a partir do epicôndilo medial do úmero e fáscia antebraquial profunda (fáscia indicada pelas linhas paralelas).
Inserção:	Base do segundo osso metacarpiano e uma tira à base do terceiro osso metacarpiano.
Ação:	Flete e abduz o punho e pode auxiliar na pronação do antebraço e flexão do cotovelo.

Fig. 15 - Músculo Flexor Radial do Carpo

(Fonte: Kendall, McCreary - "Músculos, Provas e Funções")

4.1.3.4. Músculo Flexor Superficial dos Dedos

Origem:

<i>Cabeça Umeral</i>	Tendão flexor comum a partir do epicôndilo medial do úmero, ligamento colateral ulnar da articulação do cotovelo e fáscia antebraquial profunda.
<i>Cabeça Ulnar</i>	Lado medial do processo coronóide.
<i>Cabeça Radial</i>	Linha oblíqua do rádio.

Inserção:

Por quatro tendões nos lados das falanges intermediárias do segundo até quinto dedos.

Ação:

Flexiona as articulações interfalangianas proximais do segundo até o quinto dedos, auxilia na flexão das articulações metacarpofalangianas e na flexão do punho.

Fig. 16 - Músculo Flexor superficial dos Dedos

(Fonte: Kendall, McCreary - "Músculos, Provas e Funções")

4.1.3.5. Músculo Flexor Ulnar do Carpo

Origem:***Cabeça Umeral***

Tendão flexor comum a partir do epicôndilo medial do úmero.

Cabeça Ulnar

Por aponeurose a partir da margem medial do olécrano, dois terços proximais da borda posterior da ulna e da fâscia antebraquial profunda.

Inserção:

Osso pisiforme e, por ligamentos, nos ossos hamato e quinto metacarpiano.

Ação:

Flexiona e aduz o punho e pode auxiliar na flexão do cotovelo.

Fig. 17 - Músculo Flexor Ulnar do Carpo

(Fonte: Kendall, McCreary - "Músculos, Provas e Funções")

4.1.3.6. Músculo Palmar Longo

Origem:	Tendão flexor comum a partir do epicôndilo medial do úmero e fáscia antebraquial profunda.
Inserção:	Retináculo flexor e aponeurose palmar.
Ação:	Tensiona a fáscia palmar, flexiona o punho e pode auxiliar na flexão do cotovelo.

Fig. 18 - Músculo Palmar Longo

(Fonte: Kendall, McCreary - "Músculos, Provas e Funções")

5. Antropometria

A análise da movimentação humana requer a medição de grandezas físicas do corpo humano. Este estudo está dividido em duas partes denominadas neste trabalho de: antropometria dos segmentos articulados e antropometria muscular.

A antropometria dos segmentos articulados permite o cálculo dos torques através da metodologia de dinâmica inversa. Com a aquisição visual do movimento, obtemos as velocidades e acelerações dos segmentos. A partir de então, são necessários, para uma análise mecânica clássica de forças e momentos, os valores de massa, comprimento e centros de massa destes mesmos segmentos. São estes últimos os dados fornecidos pela antropometria dos segmentos articulados.

Já a antropometria muscular enfoca as características dos músculos, proporcionando, através de informações quanto às dimensões, braços de alavanca e ângulos de inserções, a quantificação dos esforços por músculo.

5.1. Antropometria dos Segmentos Articulados

Os valores apresentados aqui foram obtidos segundo WINTER (1990). Para o dimensionamento das estruturas são utilizados valores relacionados à altura e à massa

de um indivíduo médio. Isto pode ser visualizado na figura seguinte, onde os comprimentos dos vários segmentos do corpo são referenciados com relação à altura H :

Fig. 19 - Segmentos do Corpo referenciados com relação à altura H do indivíduo

(Fonte: Winter, David A. "Biomechanics and Motor Control of Human Movement")

Os segmentos de interesse no estudo da movimentação pendular possuem então, pelos dados obtidos, os seguintes comprimentos:

Segmento	Comprimento em relação à altura H do Indivíduo
Braço	0,186 H
Antebraço	0,146 H
Mão	0,108 H

Tabela 01 - Comprimento dos Segmentos de Interesse em relação à Altura H do Indivíduo

As massas destes segmentos também podem ser descritos segundo outra grandeza física medida sobre o indivíduo. Neste caso é utilizada a massa total como referência. Segundo tabela apresentada por WINTER (1990), para os segmentos em análise - braço, antebraço e mão - foram obtidos os seguintes valores:

Segmento	Massa do Segmento / Massa Total M do Indivíduo
Braço	0,028 M
Antebraço	0,016 M
Mão	0,006 M

Tabela 02 - Massa dos Segmentos de Interesse em relação à Massa Total M do Indivíduo

Outro dado importante, complementar à análise de massa dos segmentos, é a localização dos centros de massa. Para tanto, WINTER (1990) apresenta valores de posição de centros de massa como uma porcentagem do comprimento dos respectivos segmentos, medidos a partir das extremidades proximal e distal. Para um futuro desenvolvimento matemático deste trabalho, os valores com relação à extremidade proximal dos segmentos articulados serão utilizados. Isto permite que, após relacionamento de valores entre tabelas, seja possível determinar a posição dos centro de massas do braço, antebraço e mão com relação ao centro de rotação do sistema braço-raquete, considerado fixo sobre a articulação gleno-umeral.

Apresenta-se a seguir os dados obtidos, restringindo-os somente aos segmentos em estudo:

Segmento	Centro de Massa / Comprimento do Segmento	
	Proximal	Distal
Braço	0,436	0,564
Antebraço	0,430	0,570
Mão	0,506	0,494

Tabela 03 - Posição do Centro de Massa em relação ao Comprimento do Segmento

Relacionando os comprimentos em função de H (tabela 01) com os valores referentes às extremidades proximais (tabela 03), obtêm-se as posições dos centros de massa em função da altura do indivíduo:

Segmento	Comprimento do Segmento	Distância Proximal do CM	Distância Proximal do C.M. em função de H
Braço	0,186 H	0,436	0,081 H
Antebraço	0,146 H	0,430	0,063 H
Mão	0,108 H	0,506	0,055 H

Tabela 04 - Posição Proximal dos Centros de Massa em função da Altura do Indivíduo

Para se obter a posição do centro de massa de cada segmento articulado em relação a articulação gleno-umeral, basta somar o comprimento dos segmentos anteriores, quando existirem, com a posição do centro de massa em relação à extremidade proximal do segmento em questão. Com isso são obtidos os seguintes valores:

Segmento	Distância do CM à Articulação Gleno-Umeral
Braço	0,081 H
Antebraço	0,249 H
Mão	0,387 H

Tabela 05 - Distância dos Centros de Massa dos Segmentos em relação à Articulação Gleno-umeral

Para o cálculo biomecânico dos movimentos rígido e pendular, são necessários também valores para a raquete, considerado um quarto segmento. Em vista disso, várias medições foram feitas sobre a raquete utilizada nos ensaios, o que resultou em um conjunto de dados, o qual é descrito a partir de agora.

A distância entre o ponto de intersecção dos eixos de prono-supinação e da raquete, com relação ao centro de massa da raquete, foi medida, resultando em um valor de 30 centímetros. Assumindo uma inclinação da raquete, em relação ao mesmo eixo de prono-supinação, de cerca de 120 graus durante o movimento rígido, temos para a distância segundo este eixo o valor de 15 centímetros. Para o cálculo da distância do centro de massa da raquete em relação à articulação gleno-umeral, soma-se os comprimentos dos segmentos apresentados na tabela 05 com este último valor - 15 centímetros. Dessa forma obtemos um valor também em função de H:

$$\text{Distância CM raquete} \rightarrow \text{Articulação Gleno-umeral} = 0,44 H + 0,15.$$

Quanto ao peso da raquete, o valor aferido foi cerca de 300 gramas. Pode-se, assim, resumir os valores da antropometria dos segmentos articulados, para uma modelagem matemática deste trabalho, segundo a tabela abaixo:

Segmento	Distância do CM do segmento à Articulação Gleno-Umeral	Massa do Segmento
Braço	0,081 H	0,028 M
Antebraço	0,249 H	0,016 M
Mão	0,387 H	0,006 M
Raquete	0,44 H + 0,15	0,3

Tabela 06 - Resumo dos dados de antropometria dos segmentos articulados

5.2. Antropometria dos Músculos

A validação dos modelos biomecânicos humanos depende em parte da precisão da estimativa dos parâmetros utilizados no modelo. Em muitos casos, estes parâmetros são variáveis internas musculares, tais como as origens e inserções, áreas da seção cortante ou o comprimento do braço de alavanca aplicado sobre o eixo de torque da articulação, segundo GAVIN REID et al. (1987).

Para obtenção destes dados foram analisadas fotografias de peças reais (*anexo II*), o que permitiu o estudo detalhado das estruturas que compõe os segmentos em estudo. Salienta-se que estas dimensões são meras aproximações de valores reais, porém já suficientes aos objetivos do presente trabalho.

A partir desta metodologia, as linhas de ação foram definidas segundo os ângulos de inserção dos tendões na peça óssea, medidos em relação ao eixo de pronosupinação. As vistas utilizadas para as medições destes ângulos corresponderam aos planos normais à cada eixo de rotação. Dessa forma, por exemplo, os músculos flexores do punho foram medidos em uma vista lateral, portanto segundo um plano normal ao eixo de flexo-extensão. Como exceção a este método deve-se citar somente o músculo *pronador redondo* que, devido ao seu formato (origem-inserção), foi medido com vista frontal ao antebraço.

Já as distâncias foram obtidas na direção ortogonal entre a linha de ação, definida para cada músculo, e os eixos de rotação correspondentes respectivamente à abdução do punho, flexão do punho e pronação do antebraço.

As tabelas a seguir apresentam os valores antropométricos para cada grupo muscular:

Músculos Abdutores do Punho

Músculo	Ângulo de Inserção [graus]	Distância Ortogonal ao Eixo de Abdução do Punho [cm]
Abdutor Longo do Polegar	30	3,5
Extensor Curto do Polegar	30	3,5
Extensor dos Dedos	15	1,0
Extensor Longo do Polegar	40	2,0
Extensor Radial Curto do Carpo	- 5	2,0
Extensor Radial Longo do Carpo	5	2,5
Flexor Radial do Carpo	12	1,0

Tabela 07 - Antropometria Muscular da Abdução do Punho.

Músculos Flexores do Punho

Músculo	Ângulo de Inserção [graus]	Distância Ortogonal ao Eixo de Flexão do Punho [cm]
Abdutor Longo do Polegar	30	0,5
Flexor Longo do Polegar	45	1,0
Flexor Profundo dos Dedos	6	1,0
Flexor Superficial dos Dedos	0	1,5
Flexor Radial do Carpo	0	1,5
Flexor Ulnar do Carpo	0	2,0
Palmar Longo (Inconstante)	0	2,0

Tabela 08 - Antropometria Muscular da Flexão do Punho

Músculos Pronadores do Antebraço

Músculos	Ângulo de Inserção [graus]	Distância Ortogonal ao Eixo de Pronação-Antebraço [cm]
Pronador Quadrado	90	1,0
Pronador Redondo	26	2,0

Tabela 09 - Antropometria Muscular da Pronação do Antebraço

Com estes valores definidos, o equacionamento dos torques musculares sobre as articulações torna-se possível. Porém estes torques não são influenciados apenas pela posição de cada músculo. A arquitetura muscular também possui papel relevante no equacionamento da distribuição dos esforços entre os músculos de um mesmo grupo.

O efeito funcional da arquitetura muscular pode ser resumido como: *força muscular é proporcional à área da seção cortante fisiológica do músculo*, segundo (1997) *Skeletal Muscle Architecture*.

Já KNUTTGEN (1976) afirma, como conceito amplamente difundido, que a força máxima, a qual pode ser produzida por um músculo, é diretamente proporcional à área de sua seção cortante. Os resultados do trabalho de MAUGHAN et al. (1983) também reforçam esta correlação, porém com uma ressalva: a seção cortante deve estar ortogonal à direção das fibras musculares.

WICKIEWICZ et al. (1983), usando dados obtidos de três cadáveres, mediram a massa muscular, comprimento da fibras e ângulo de penação para 27 músculos dos membros inferiores. Como resultado obtiveram os valores da área da seção cortante fisiológica de cada músculo. Com isso, considerando que todos os músculos estejam em ação concomitantemente, pode-se estimar sua contribuição, ponderando-a de acordo com sua arquitetura.

Como valores tabelados em relação aos membros superiores não foram encontrados na literatura, busca-se, em conjunto com o Laboratório de Anatomia da Universidade Federal de São Carlos e através da mesma metodologia empregada por WICKIEWICZ et al. (1983), estimativas com relação a arquitetura dos músculos envolvidos na modelagem matemática dos movimentos rígido e pendular. A partir destas estimativas será possível a proposta de quantificação dos esforços por músculo.

Anexo IV

Pranchas Anatômicas

1. Pranchas Anatômicas

São apresentadas neste anexo as pranchas anatômicas utilizadas para a medição dos ângulos de inserção dos músculos nas peças ósseas, bem como o comprimento dos respectivos braços de alavanca em relação aos eixos de rotação das articulações em estudo.

As pranchas anatômicas são fotos de peças reais, porém as medidas devem ser consideradas como meras aproximações, suficientes aos objetivos deste trabalho.

1.1. Prancha Anatômica 1

Dorso da Mão Esquerda - Análise do Músculos Abdutores do Punho

Músculo	Número de Identificação
Abdutor Longo do Polegar	7
Extensor Curto do Polegar	8
Extensor do Dedos	4
Extensor Longo do Polegar	9
Extensor Radial Curto do Carpo	11
Extensor Radial Longo do Carpo	10

Prancha Anatômica 1 - Dorso da Mão Esquerda - Análise do Músculos Abdutores do Punho

1.2. Prancha Anatômica 2

A - Pulso e Palma esquerdos.

Músculo	Número de Identificação
Flexor Profundo dos Dedos	7
Flexor Superficial dos Dedos	8
Flexor Ulnar do Carpo	14
Palmar Longo	15

B - Punho e Mão, vista lateral.

Músculo	Número de Identificação
Abdutor Longo do Polegar	7
Flexor Longo do Polegar	11
Flexor Radial do Carpo	9

1.3. Prancha Anatômica 3

Secção Transversal através da Mão esquerda.

Nível da fileira proximal de ossos do carpo - vista distal.

Músculo	Braço de Alavanca [cm]
Flexor Profundo dos Dedos	1,0
Flexor Superficial dos Dedos	1,5
Flexor Ulnar do Carpo	2,0
Palmar Longo	2,0

Prancha Anatômica 3 - Secção Transversal através da Mão esquerda

1.5. Prancha Anatômica 5

Antebraço esquerdo, vista anterior, na posição de semi-pronação.

Músculo	Número de Identificação
Pronador Quadrado	9
Pronador Redondo	5

Prancha Anatômica 5 - Antebraço esquerdo, vista anterior, na posição de semi-pronação.

Referências Bibliográficas

(1995) Sports Medicine and Tennis Elbow, <http://www.bae.ncsu.edu/1995/dikeman/elbow.html> (24 jun. 1997).

* (1996) Lateral Epicondylitis (Tennis Elbow), <http://www.sechrest.com/mmg/ctd/latepi.html> (24 jun. 1997).

* (1996) Tennis Elbow, <http://www.sports-medicine.com/pgtennis.htm> (24 jun. 1997).

(1997) Sensors (Strain Gages), <http://kirchoff.ee.suffolk.edu/silvan/sensor.html> (4 jul. 1997).

(1997) Skeletal Muscle Architecture, <http://ortho84-13.ucsd.edu/MusInfo/Arch.html> (8 jul. 997).

Amadio, A. C. Considerações Metodológicas da Biomecânica, VII Congresso Brasileiro de Biomecânica, Campinas, 1997, p. 11 - 15.

Barros, R., Brenzikofer R., Baumann, W., Figueroa, P. J., Concepção e Implementação de um Sistema para Análise Cinemática Tridimensional de Movimentos Humanos, VII Congresso Brasileiro de Biomecânica, Campinas, 1997, p. 222 - 227.

Beer, F. P., Johnston, E. R. Mecânica Vetorial para Engenheiros, Mcgraw-Hill, 1981, p.449 - 489.

Boeckmann, R. (1996) Health Net - Tennis Elbow, <http://www.health-net.com/rich.htm> (24 jun. 1997).

- Correa, S., Amadio, A. C., Glitsch, U., Baumann, W. Estudo das Diferenças de Energia Mecânica entre o Andar e o Correr na Esteira Rolante, VII Congresso Brasileiro de Biomecânica, Campinas, 1997, p. 240 - 245.
- Detlefs, C., Glitsch, U. Computer Simulation of the Impact Dynamics during the Tennis Stroke, Proc. XVth International Congress of Biomechanics, Jyväskylä, 1995, p. 216 - 217.
- Douglas, P. The Handbook of Tennis, New York, Alfred A. Knopf, Inc., 1995.
- Ferraresi, D. Usinagem dos Metais, São Paulo, Editora Edgard Blucher Ltda., 1977, p. 1 - 13.
- Fraccaroli, J. L. Biomecânica Análise dos Movimentos, Rio de Janeiro, Editora Cultura Médica, 1981, p. 236 - 241.
- ✗ Gavin Reid, J., Castigan P. A., Comrie W. Prediction of Trunk Muscle Areas and Moment Arms by Use of Anthropometric Measures, *Spine*, **12**, n. 3, 1987.
- Golden, A. G., Gladman, G. Lawn Tennis, Barcelona, Editora Smiters, 1982, p. 230 - 282.
- ✗ Guyton, A. C. Fisiologia Humana, Rio de Janeiro, Editora Guanabara Koogan S. A., 1988, p. 63 - 97.
- ✗ Hannafin, J. A. How I Manage Tennis and Golfer's Elbow, *The Physician and Sports Medicine*, **Vol. 24**, n. 2:63 - 70, 1996
- Kendall, F. P., McCreary, E. K. Músculos, Provas e Funções, São Paulo, Editora Manole, 1986, p. 21 - 38, 71 - 144.
- Kistler Instrument Corporation, USA, 1997, 9286 Portable Force Plate and Walkway System, <http://www.kistler.com/biomech/9286.html> (4 jul. 1997).
- Lombardi, Geraldo Prof. Tit. The Pendular Tennis Drive, São Paulo, COBEM Congresso Brasileiro de Engenharia Mecânica, 1991.

- ✧ The Math Works Inc., USA, 1993, MATLAB High-Performance Numeric Computation and Visualization Software, User's Guide – Version 4.0
- Maughan, R. J., Watson, J. S., Weir, J. Strength and Cross-Sectional Area of Human Skeletal Muscle, *J. Physiology*, 1983, p. 37/- 49.
- ✧ Niemann, G. Elementos de Máquinas, São Paulo, Editora Edgard Blucher Ltda..
- Nirschl, R. P., Kraushaar, B. S. Assessment and Treatment Guidelines to Elbow Injuries, *The Physician and SportsMedicine*, **Vol. 24**, n. 25, 1996.
- Nirschl, R. P., Kraushaar, B. S. Keeping Tennis Elbow at Arm's Length: Simple, Effective Strengthening Exercises, http://www.physsportsmed.com/issues/may_96/nirscpa.htm (24 jun 1997).
- ✧ Oransky, M. C., Kimeary, D. (1996) <http://www.liglobal.com/hf/wellness/nspt/tennis.html> (24 jun. 1997).
- ✧ Patterson, R. Tennis Elbow, 1997, <http://www.copilot.com/schaal/0396.html> (24 jun. 1997).
- ✧ Rasch, P. J. Cinesiologia e Anatomia Aplicada, Rio de Janeiro, Editora Guanabara Koogan S. A., 1991, p. 95.
- ✧ Roesler, H., Tamagna A., Desenvolvimento de Plataforma de Força Multidirecional para Uso em Biomecânica, VII Congresso Brasileiro de Biomecânica, Campinas, 1997, p. 263 - 267.
- ✧ Silveira Filho, E. D., Roesler H., Maciel, L., Zaro, M. A., Plataforma de Força Montada para Instrumentação de Esteira Ergométrica para Avaliação de Marcha Humana, VII Congresso Brasileiro de Biomecânica, Campinas, 1997, p. 216 - 221.
- ✧ Sobotta, J. Atlas de Anatomia Humana, Rio de Janeiro, Editora Guanabara Koogan S. A., 1993, p. 190 - 279.

Tipler, P. A. Física, Rio de Janeiro, Editora Guanabara Koogan S. A., 1982, p. 279 – 282.

✕ Winter, D. A. Biomechanics of Human Movement, New York, John Wiley & Sons, Inc., 1990, p. 1 - 10, 51 - 73.

Wickiewicz, T. L., R. R. Roy, P. L. Powell, V. R. Edgerton Muscle Architecture of the Human Lower Limb, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 179:275-283, 1983.

✕ Wirhed, R., Atlas de Anatomia do Movimento, São Paulo, Editora Manole, 1986, p. 1 - 27, 78 - 93, 94 - 116.