UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

FÁBIO SPRADA DE MENEZES

ANÁLISE CINEMÁTICA DA DINÂMICA POSTURAL DO TRONCO DO VELEJADOR DURANTE SIMULAÇÃO DA POSIÇÃO DE ESCORA

FLORIANÓPOLIS, SC, Brasil.
2007

ANÁLISE CINEMÁTICA DA DINÂMICA POSTURAL DO TRONCO DO VELEJADOR DURANTE SIMULAÇÃO DA POSIÇÃO DE ESCORA

Por:

FÁBIO SPRADA DE MENEZES

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciências do Movimento Humano, da Universidade do Estado de Santa Catarina, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

Orientador: Prof. Dr. Helio Roesler

FLORIANÓPOLIS, SC, Brasil.

2007

FÁBIO SPRADA DE MENEZES

ANÁLISE CINEMÁTICA DA DINÂMICA POSTURAL DO TRONCO DO VELEJADOR DURANTE SIMULAÇÃO DA POSIÇÃO DE ESCORA

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre, no curso de Pós-graduação em Ciências do Movimento Humano da Universidade do Estado de Santa Catarina.

Comissão Examinadora:

Prof. Dr. Helio Roesler (Orientador)
Universidade do Estado de Santa Catarina.

Prof. Dr. Alexandro Andrade
Universidade do Estado de Santa Catarina.

Prof. Dr. Antonio Renato Pereira Moro
Universidade Federal de Santa Catarina.

Prof. Dr. Sergio Augusto Cunha
Universidade Estadual de Campinas.

Prof. Dr. Gilmar Moraes Santos
Universidade do Estado de Santa Catarina.

À MINHA ESPOSA E À

MINHA FAMÍLIA...

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço à minha companheira, parceira, cúmplice, mulher, amante, namorada e esposa Roberta Belmonte de Paula Xavier de Menezes. Obrigado pelo amor, carinho, compreensão e até pela pressão e pelos puxões de orelha referentes à finalização deste trabalho. Eu te amo muito! E você sabe disso.

À minha mãe Alcirene Sprada Tavares pela educação, proteção, amor, carinho e por me fazer a pessoa que sou hoje. Mãe, eu te amo e sou eternamente grato! Também às minhas segundas mães Bá e Vó Leocádia que também me criaram. Ao meu pai Edson Roberto de Menezes, que mesmo separado pelo destino nunca se fez ausente. Sempre me mostrou que caráter e responsabilidade são tudo na vida de um homem.

À minha mana Aline pelo amor e momentos vividos, um deles especial, o nascimento do meu querido afilhado Pedro Henrique, criança que alegra nossas vidas. Ao meu também irmão-cunhado Rodrigo pelo apoio e carinho em todos os momentos, mesmo sendo avaiano. Amo todos vocês! À minhas outras irmãs que também amo Kelley, Monic e Nicolle.

Aos demais membros da minha família, todos muito especiais, cada um do seu jeito e que eu amo muito!

Ao meu orientador Prof. Dr. Helio Roesler, pelo aceite, por me estimular a velejar, pela confiança, pelas idéias, pela orientação e pela amizade.

Aos membros do Laboratório de Pesquisas em Biomecânica Aquática, que me receberam com carinho e me aceitaram como membro. Ao Guga, Marcel (sofredor também), Alessandro, Lu, Lili, Letícia e Paulo, pela força direta na pesquisa. Eli, Grazi, Carol, Thiago, Alan, Suzana, Betina e Luciano, vocês também são muito importantes. Tô com vocês pra sempre!

Aos meus alunos e orientandos que entenderam minha “quase ausência” durante esse trabalho. Aos meus colegas, e amigos, professores que agüentaram minha barra para que esse trabalho acontecesse.

À DEUS por tudo!

A palavra Sucesso só aparece antes

da palavra Trabalho nos dicionários.

(Albert Einstein 1879-1955)

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO..... 16
1.1 Problema..... 16
1.2 Objetivo Geral..... 19
1.3 Objetivos Específicos..... 19
1.4 Justificativa..... 19
1.5 Questões Norteadoras..... 22
1.6 Definição Conceitual e Operacional das Variáveis..... 22
1.6.1 MOMENTO DE FORÇA DE ESCORA..... 22
1.6.2 ÂNGULO DE FLEXÃO DA CABEÇA..... 22
1.6.3 ÂNGULO DE CIFOSE TORÁCICA..... 23
1.6.4 ÂNGULO DE LORDOSE LOMBAR..... 23
1.6.5 ÂNGULO DE ROTAÇÃO DO TRONCO..... 24
1.6.6 ÂNGULO DE INCLINAÇÃO DO TRONCO..... 25
1.7 Delimitação do Estudo..... 25
1.8 Limitações do Estudo..... 26
1.9 Definição de Termos..... 26
2 MARCO TEÓRICO..... 28
2.1 A Vela Esportiva..... 28
2.1.1 CARACTERÍSTICAS BIOMECÂNICAS DOS BARCOS DINGHY MONOCASCO..... 30
2.1.2 ESTUDOS BIOMECÂNICOS RELEVANTES EM IATISMO..... 32
2.2 A Coluna Vertebral..... 36
2.2.1 BIODINÂMICA DA COLUNA VERTEBRAL..... 40
2.2.2 COMPORTAMENTO MECÂNICO DA COLUNA..... 41
2.2.3 A POSTURA SENTADA..... 44
2.3 Cinemetria..... 48
2.3.1 DIRECT LINEAR TRANSFORMATION..... 50
2.3.2 MARCADORES..... 51
2.3.3 PADRÕES DE VÍDEO..... 52
2.3.4 CÂMERAS DE VÍDEO..... 53
3 MÉTODO..... 55
3.1 Caracterização da Pesquisa..... 55
3.2 Sujeitos da Pesquisa..... 56
3.3 Instrumentos de Medida..... 56
3.4 Procedimentos para Coleta de Dados..... 57
3.5 Tratamento Estatístico..... 61
4. APRESENTAÇÃO DOS DADOS..... 62

4.1 Dados do Atleta 1..... 62
4.1.1 CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS E ANTROPOMÉTRICAS..... 62
4.1.2 MOMENTO DA FORÇA DE ESCORA..... 63
4.1.3 ÂNGULO DE FLEXÃO DA CABEÇA..... 64
4.1.4 ÂNGULO DE CIFOSE TORÁCICA..... 65
4.1.5 ÂNGULO DE LORDOSE LOMBAR..... 67
4.1.6 ÂNGULO DE ROTAÇÃO DO TRONCO..... 68
4.1.7 ÂNGULO DE INCLINAÇÃO DO TRONCO..... 69
4.2 Dados do Atleta 2..... 70
4.2.1 CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS E ANTROPOMÉTRICAS..... 70
4.2.2 MOMENTO DA FORÇA DE ESCORA..... 71
4.2.3 ÂNGULO DE FLEXÃO DA CABEÇA..... 72
4.2.4 ÂNGULO DE CIFOSE TORÁCICA..... 73
4.2.5 ÂNGULO DE LORDOSE LOMBAR..... 74
4.2.6 ÂNGULO DE ROTAÇÃO DO TRONCO..... 75
4.2.7 ÂNGULO DE INCLINAÇÃO DO TRONCO..... 77
4.3 Dados do Atleta 3..... 78
4.3.1 CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS E ANTROPOMÉTRICAS..... 78
4.3.2 MOMENTO DA FORÇA DE ESCORA..... 79
4.3.3 ÂNGULO DE FLEXÃO DA CABEÇA..... 80
4.3.4 ÂNGULO DE CIFOSE TORÁCICA..... 81
4.3.5 ÂNGULO DE LORDOSE LOMBAR..... 82
4.3.6 ÂNGULO DE ROTAÇÃO DO TRONCO..... 83
4.3.7 ÂNGULO DE INCLINAÇÃO DO TRONCO..... 85
5. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS..... 87
5.1 Características Técnicas e Antropométricas..... 87
5.2 Momento da Força de Escora..... 87
5.3 Ângulo de Flexão da Cabeça..... 88
5.4 Ângulo de Cifose Torácica..... 89
5.5 Ângulo de Lordose Lombar..... 90
5.6 Ângulo de Rotação do Tronco..... 91
5.7 Ângulo de Inclinação do Tronco..... 92
6. CONCLUSÃO..... 93
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... 95
APÊNDICES..... 101
ANEXOS..... 127

RESUMO

Título: Análise cinemática da dinâmica postural do tronco do velejador durante simulação da posição de escora
Autor: Fábio Sprada de Menezes.
Orientador: Prof. Dr. Helio Roesler.

O objetivo principal deste estudo foi avaliar a movimentação e posicionamento da coluna vertebral do velejador durante a postura de escora. Esta pesquisa foi caracterizada como descritiva, exploratória, multicaso e a amostra foi do tipo intencional. Essa foi composta por 3 velejadores selecionados através de contatos com clubes de vela da cidade, a Federação Catarinense de Vela e a Federação Brasileira de Vela e Motor. A pesquisa faz parte do Projeto Performance Humana no Iatismo e teve aprovação no Comitê de Ética em Pesquisas com Seres Humanos da UDESC. Para a aquisição das imagens foram utilizadas quatro câmeras de vídeo do Sistema Peak Motus® com freqüência de aquisição de 60 hz. Para coleta, foi utilizado um barco Laser Standard, que foi elevado à 1,20m de altura para permitir a visualização dos marcadores da coluna. Foram utilizados marcadores reflexivos de 7mm, aplicados em 21 pontos anatômicos do corpo para a reconstrução tridimensional através de DLT. Para a avaliação da coluna foram usados os processos espinhosos de C7, T7, L1, L3 e L5, além das articulações temporomandibulares e trocânteres maiores dos quadris, sendo que os outros reflexivos foram usados para o cálculo do CG. Para o processamento dos vídeos foi utilizado o sistema de digitalização quadro a quadro APAS-XP®. Os dados obtidos foram filtrados através do filtro de interpolação cubic spline do próprio sistema. Foram utilizados princípios da estatística descritiva com cálculo de: ângulos e momentos de escora máximos, média, desvio padrão absoluto (em cada execução), desvio padrão médio (entre as execuções) e ângulos e momentos de escora mínimos. Quanto aos valores antropométricos observou-se uma disparidade entre os sujeitos sendo um dos atletas demonstrou-se muito leve. No cálculo do momento de escora obteve-se um valor médio de 796,54±28,58 N.m. No ângulo de flexão da cabeça obteve-se 113,56±2,70º e no ângulo de cifose torácica 154,15±2,92º. Para os dados da lordose lombar os valores médios foram de 170,15±2,98º, para o ângulo de rotação do tronco -3,08±4,05º e para a inclinação do tronco -1,00±3,78º. Por fim, observou-se que o velejador realiza, nos três eixos, uma soma de pequenos ajustes posturais e movimentos durante a escora e que estes podem influenciar na performance do gesto. Com isso demonstra-se que a escora não é uma postura estática, e que estudar esse gesto usando o tronco como um segmento ou haste fixa pode não ser a melhor escolha.

Palavras chave: Coluna Vertebral, Cinemetria, Vela.

UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA – UDESC
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO
DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

Florianópolis, Santa Catarina, 06 de julho de 2007.

ABSTRACT

Title: Biomechanical Analysis of spine movements in simulated hiking on sailing.
Author: Fábio Sprada de Menezes.
Orientation: Prof. Dr. Helio Roesler.

The main objective of this study was to evaluate the movement and positioning of the vertebral spineof the sailor during the hiking position. This research was characterized as descriptive and exploratory and the sample was of the intentional type. This was composed for 3 sailors selected through contacts with clubs of sailing of the city, the Santa Catarina Sailing Federation and the Brazilian Sailing and Motor Federation. The research is part of the Project Human Performance of Sailing and had approval in the Ethics Committee in Research with Human beings of the UDESC. For the acquisition of the images four cameras of video of the System Peak Motus® of 60 Hz had been used. To this research, a Laser Standard boat was used, and was raised to 1,20m of height to allow the visualization of the markers of the spine. Marking reflexives of 7mm had been used, applied in 21 anatomical points of the body for the three-dimensional reconstruction through DLT. For the evaluation of the spine the spinal processes of C7, T7, L1, L3 and L5 had been used, beyond the Temporomandibular joints and trochanters of the hips. The other reflexives had been used for the calculation of the CG. For the processing of videos APAS-XP® was used to make the digitalization of pictures. The gotten data had been filtered through the cubic spline interpolation filter of APAS system. Principles of descriptive statistics with calculation of: maximum angles and moments of shoring, average, absolute standard deviation (in each execution), average standard deviation (between the executions) and minimum angles and moments of shoring. In the antropometrical values we can observe an disparity in subjects and one of the athletes was demonstrated low weight. In the calculation of the hiking moment an average value of 796,54±28,58 N.m was gotten. In the flexion angle of head 113,56±2,70º and in the thoracic kyphosis angle 154,15±2,92º. For data of lumbar lordosis the average values had 170,15±2,98º, for angle of rotation of trunk -3,08±4,05º and for inclination of trunk -1,00±3,78º. This study identified the movements and adjustments realized by the sailor's trunk in hiking position. It was demonstrated that hiking is not a static posture. The body micro-movements executed to control and adjust the boat on water during this posture should be considered. So, to study the hiking position considering trunk as a fixed segment is not the better choice.

Keywords: Sailing, Biomechanics, Spine.

SANTA CATARINA STATE UNIVERSITY– UDESC
HUMAN MOVEMENT SCIENCES POST-GRADUATION PROGRAM
MASTER DEGREE DISSERTATION

Florianópolis, Santa Catarina, July 6th, 2007.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Posição de Escora em Barco Laser e Sua Solicitação Muscular.....	**18**
Figura 2	Figura demonstrando os ângulos avaliados.....	**24**
Figura 3	Figura demonstrando o ângulo de rotação do tronco.....	**24**
Figura 4	Figura demonstrando o ângulo de inclinação do tronco.....	**25**
Figura 5	Velejador da Classe Laser durante uma regata.....	**29**
Figura 6	Posicionamento de escora em Barco Laser.....	**30**
Figura 7	Esquema demonstrando o posicionamento do velejador na escora.....	**32**
Figura 8	Imagem obtida através de câmera fixada na Proa do Barco Laser.....	**35**
Figura 9	Típica Vértebra Lombar.....	**36**
Figura 10	Demonstração das Camadas e da Orientação das Fibras do Anulo Fibroso.....	**38**
Figura 11	Deslocamento do Núcleo Pulposo do Disco Intervertebral.....	**46**
Figura 12	Ilustração demonstrando as pressões intradiscais nas diferentes posições.....	**47**
Figura 13	Velejador executando a escora em barco dinghy monocasco.....	**47**
Figura 14	Sistema espacial com demonstração dos três planos.....	**50**
Figura 15	Esquema demonstrando a disposição definitiva de câmeras.....	**59**
Figura 16	Calibrador em cima dos plintos.....	**60**
Figura 17	Fio de prumo próximo à região do centro do calibrador.....	**60**

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1	Momento de Escora do Velejador 1 em Relação ao Tempo.....	**64**
Gráfico 2	Variação Angular da Flexão da Cabeça em Relação ao Tempo do Atleta 1.....	**65**
Gráfico 3	Variação Angular da Cifose Torácica em Relação ao Tempo do Atleta 1.....	**66**
Gráfico 4	Variação Angular da Lordose Lombar em Relação ao Tempo do Atleta 1.....	**67**
Gráfico 5	Variação Angular da Rotação do Tronco em Relação ao Tempo do Atleta 1.....	**68**
Gráfico 6	Variação Angular da Inclinação do Tronco em Relação ao Tempo do Atleta 1.....	**70**
Gráfico 7	Momento de Escora do Velejador 2 em Relação ao Tempo.....	**72**
Gráfico 8	Variação Angular da Flexão da Cabeça em Relação ao Tempo do Atleta 2.....	**73**
Gráfico 9	Variação Angular da Cifose Torácica em Relação ao Tempo do Atleta 2.....	**74**
Gráfico 10	Variação Angular da Lordose Lombar em Relação ao Tempo do Atleta 2.....	**75**
Gráfico 11	Variação Angular da Rotação do Tronco em Relação ao Tempo do Atleta 2.....	**76**
Gráfico 12	Variação Angular da Inclinação do Tronco em Relação ao Tempo do Atleta 2.....	**77**
Gráfico 13	Momento de Escora de Velejador 3 em Relação ao Tempo.....	**79**
Gráfico 14	Variação Angular da Flexão da Cabeça em Relação ao Tempo do Atleta 3.....	**81**
Gráfico 15	Variação Angular da Cifose Torácica em Relação ao Tempo do Atleta 3.....	**82**
Gráfico 16	Variação Angular da Lordose Lombar em Relação ao Tempo do Atleta 3.....	**83**
Gráfico 17	Variação Angular da Rotação do Tronco em Relação ao Tempo do Atleta 3.....	**84**
Gráfico 18	Variação Angular da Inclinação do Tronco em Relação ao Tempo do Atleta 3.....	**85**

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Características técnicas e antropométricas do atleta 1.....	**62**
Tabela 2	Valores correspondentes ao Momento de Escora do Atleta 2.....	**63**
Tabela 3	Valores correspondentes ao Ângulo de Flexão da Cabeça do Atleta 1...	**64**
Tabela 4	Valores correspondentes ao Ângulo de Cifose Torácica do Atleta 1.....	**66**
Tabela 5	Valores correspondentes ao Ângulo de Lordose Lombar do Atleta 1....	**67**
Tabela 6	Valores correspondentes ao Ângulo de Rotação do Tronco do Atleta 1	**68**
Tabela 7	Valores correspondentes ao Ângulo de Inclinação do Tronco do Atleta 1.....	**69**
Tabela 8	Características técnicas e antropométricas do atleta 2.....	**70**
Tabela 9	Valores correspondentes ao Momento de Escora do Atleta 2.....	**71**
Tabela 10	Valores correspondentes ao Ângulo de Flexão da Cabeça do Atleta 2...	**72**
Tabela 11	Valores correspondentes ao Ângulo de Cifose Torácica do Atleta 2.....	**73**
Tabela 12	Valores correspondentes ao Ângulo de Lordose Lombar do Atleta 2....	**74**
Tabela 13	Valores correspondentes ao Ângulo de Rotação do Tronco do Atleta 2	**76**
Tabela 14	Valores correspondentes ao Ângulo de Inclinação do Tronco do Atleta 2.....	**77**
Tabela 15	Características técnicas e antropométricas do velejador 3.....	**78**
Tabela 16	Valores correspondentes ao Momento de Escora do Atleta 3.....	**79**
Tabela 17	Valores correspondentes ao Ângulo de Flexão da Cabeça do Atleta 3...	**80**
Tabela 18	Valores correspondentes ao Ângulo de Cifose Torácica do Atleta 3.....	**81**
Tabela 19	Valores correspondentes ao Ângulo de Lordose Lombar do Atleta 3....	**82**
Tabela 20	Valores correspondentes ao Ângulo de Rotação do Tronco do Atleta 3	**84**
Tabela 21	Valores correspondentes ao Ângulo de Inclinação do Tronco do Atleta 3.....	**85**

LISTA DE APÊNDICES

APÊNDICE A Termo de consentimento livre e esclarecido..... **94**

APÊNDICE B Estudos Piloto..... **95**

APÊNDICE C Imagens dos Atletas Obtidas nas Quatro Câmeras..... **108**

APÊNDICE D Artigo Enviado ao Simpósio Internacional de Biomecânica do Esporte (ISBS 2007)..... **114**

LISTA DE ANEXOS

ANEXO 1 Termo de aprovação no Comitê de Ética do Projeto "Desenvolvimento e Validação de Sistemas de Aquisição de Imagens na Vela"..... **120**

1. INTRODUÇÃO

A vela tem sua história diretamente ligada as grandes navegações e a necessidade do homem de comércio, expansão de território e guerra. A partir do século XVIII na Holanda esta atividade começou a ser praticada de forma desportiva. As provas eram tidas como uma recreação aos comandantes e capitães de barcos. Hoje em dia o esporte olímpico Vela é conhecido como um dos mais tradicionais de todos os esportes.

Embora considerado um esporte de elite, é responsável por 14 medalhas olímpicas brasileiras e é bastante difundido nacionalmente. O sucesso do iatismo brasileiro pode ser explicado pelo extenso litoral que atrai uma parte da população para a prática de esportes no mar (VALPORTO, 2002).

As diferentes classes têm características distintas com relação à forma dos barcos, valências físicas exigidas e às técnicas executadas pelos velejadores. Os barcos *dinghy* monocasco são barcos para regata geralmente menores do que 21 pés, que possuem apenas um casco e incluem classes famosas na vela como: Snipe, Laser, 420, 470, 49er e Optimist (LEGG, *et al,* 1997).

1.1 O Problema

A vela, como qualquer esporte competitivo, requer níveis elevados de treinamento expondo os atletas a situações de estresse intenso e constante. O atleta desta modalidade além de controlar as regulagens intrínsecas do barco, ainda lida com fatores que fogem ao seu controle como velocidade e constante variação de direção dos ventos, correnteza, e

condição de raia da prova (SHEPHARD, 1997). Para lidar com estas situações existe uma constante movimentação do velejador, que inclui segundo Besier e Sanders (1999) posturas quase estáticas por um longo período de tempo, rápidas extensões e rotações do tronco para alteração de posicionamento, além das contrações musculares excêntricas e concêntricas durante as técnicas dinâmicas de controle da vela.

Destaca-se dentre as manobras do velejador a posição de escora, a qual é realizada segundo Spurway (1999) para controlar a adernação do barco causada pelo vento contra a vela e pela bolina contra a água. O momento de força gerado pelo velejador nesta manobra a fim de controlar esta adernação é chamado Momento ou Torque de Escora (ME). Ele pode ser calculado através do produto da distância do centro de gravidade até os pés do velejador pelo peso gerado pelo mesmo (PUTNAM, 1979). Essa variável é dependente de dados antropométricos, uma vez que, atletas com maior estatura conseguem um maior distanciamento do CG em relação ao eixo de giro do barco. Já atletas mais pesados conseguem exercer mais força no sistema. Em ambos os casos estes atletas levam vantagem em relação aos atletas que tem estatura e massa menores (MAISSETI *et al*, 2002).

A escora tem diferentes formas de ser realizada nas várias classes e também varia de acordo com o posicionamento do barco em relação ao vento. Ela, geralmente, envolve a manutenção quase isométrica da posição do tronco em leve flexão e rotação da coluna, associada à flexão das articulações dos quadris e dos joelhos por longos períodos (SPURWAY, 1999; LEGG *et al,* 1997). Esse posicionamento segundo Allen, Cody e Dent (1995) potencialmente nocivo à coluna, podendo ser causador de lesões.

Para manutenção da "escora", segundo Spurway (1999), a musculatura abdominal é altamente solicitada. Junto a este grupamento, como podemos observar na Figura 1 retirada

de Maissetti *et al* (2002), também atuam na escora os músculos do quadríceps, iliopsoas e tibial anterior. Um bom equilíbrio entre esses grupamentos musculares gera economia muscular e é fundamental para eficiência da escora, tanto em termos de desempenho, quanto em termos de prevenção.

Segundo Maisseti *et al* (2002) a posição dos ângulos e segmentos corpóreos varia também de acordo com a intensidade dos ventos. Segundo Mackie e Legg (1999) o ângulo do quadril varia de 104 a 120 graus e o ângulo do joelho varia de 129 a 150 graus, podendo estar completamente estendido na posição máxima da escora. Já para Maisseti *et al* (2002) esses ângulos variam entre 85 e 115 graus para o quadril e 120 a 150 graus para o joelho. Nenhum dos autores dos artigos citados observou a movimentação da coluna vertebral em seus trabalhos, embora Maisseti *et al* (2002) afirme que a variação do ângulo do tronco na escora deve ser objeto de uma atenção particular.

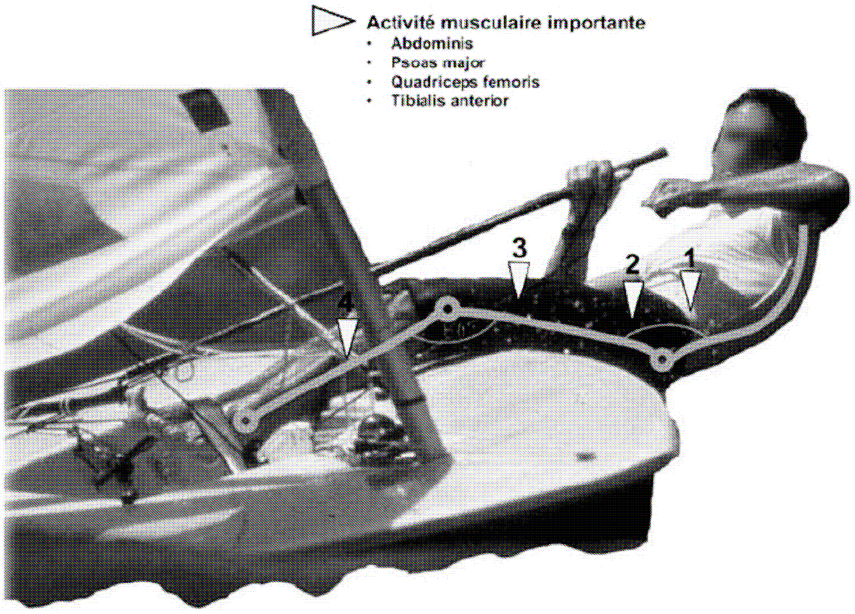


Figura 1 – Posição de Escora em Barco Laser e Sua Solicitação Muscular
Fonte: Maisseti *et al.* (2002)

Dentro do contexto supracitado formulou-se o seguinte questionamento**: Como se caracteriza a dinâmica postural do tronco do velejador durante simulação da posição de escora?**

1.2 Objetivo Geral:

Analisar a dinâmica postural do tronco do velejador durante simulação da posição de escora.

1.3 Objetivos Específicos:

- Caracterizar o biótipo os velejadores pesquisados;
- Determinar o momento da força de escora criado pelos atletas;
- Descrever os movimentos de ajuste postural no tronco do velejador na escora;
- Analisar as curvaturas vertebrais na postura de escora adotada pelos velejadores;
- Analisar as diferenças no posicionamento da coluna na escora entre os atletas pesquisados.

1.4 Justificativa:

Primeiramente, observou-se uma escassez de material científico contendo as angulações assumidas pela coluna vertebral durante a escora. A maioria dos autores apenas relata os ângulos do quadril, joelho e tornozelo do atleta. Numa regata da classe Laser o velejador pode permanecer até 94% do tempo de prova em escora com ventos fortes (LEGG *et al*., 2003). Assim, considera-se coerente o estudo de sua eficiência e fatores relacionados ao seu desempenho.

Outro fator de relevância para este estudo é o grande número de praticantes de Vela no Brasil e no mundo, que podem ter benefícios técnicos ao conhecer os resultados da pesquisa, ou que, durante sua vida atlética, podem ser vítimas de lesões na coluna durante a sua prática desportiva.

Em estudos anteriores do Grupo de Pesquisas em Vela do Laboratório de Biomecânica Aquática da UDESC, como o de Schütz (2006), pôde-se observar que movimentos de rotação e inclinação do tronco do velejador acontecem durante a escora. Porém, devido às limitações ambientais e de calibração das filmagens em ambiente real, não foi possível esta avaliação "*in loco*". Mesmo assim, optou-se por fazer este estudo através de simulação em laboratório, por serem as sobrecargas na coluna potenciais causadoras de dores nestes atletas.

Estudos pregressos avaliando o gestual da escora, como os de Harrison e Coleman (1987), De Vito *et al* (1993) e Le Deroff e Iachkine (2001), consideraram o tronco como um segmento ou haste fixa. Porém, seguindo o princípio de contrações pseudo-isométricas proposto por Spurway (1999), o que caracteriza movimentos discretos, e observando os dados da pesquisa de Schutz (2006) citada acima, faz-se necessária a avaliação dos movimentos do tronco do velejador visando a melhor caracterização do posicionamento do tronco nessa postura, afim de, minimizar erros e facilitar avaliações posteriores.

A avaliação antropométrica e do momento de força da escora também é fundamental, uma vez que, envolve-se diretamente com as características morfológicas dos atletas. Atletas que não desenvolvem um momento de escora eficiente, e têm este fato reconhecido nas avaliações, geralmente, são encaminhados para treinamento de ganho de força e peso, ou, em casos drásticos, para mudança de classe. Velejadores não favorecidos

fisicamente acabam tendo que compensar esta desvantagem com maior técnica e gestos mais agressivos no barco. Gestos estes que podem causar lesões nas costas.

Autores como Kapandji (2000); Moro (2000); Peres (2002); Vasconcelos (2004); Weidle (2004) e Pequini (2005) já demonstraram em seus estudos que a postura sentada implica em cargas nocivas à coluna. Essa postura se associada à flexão, extensão e rotação do tronco pode acentuar ainda mais estas cargas, o que provoca um maior risco lesivo. Autores como Vasconcelos (2004) e Pequini (2005) relatam variações de pressões entre 1500 e 2400N decorrentes destas variações da postura sentada. Rieckert e Siewers (1999) afirmam que com a ação das ondas contra o barco, estas forças podem chegar a até 5000N. Este gestual, mais agressivo, também é reconhecido na avaliação da escora em laboratório, o qual pode ser prevenido ou modificado visando diminuir o risco lesivo.

Além disso, estudos epidemiológicos, como os de Allen, Cody e Dent (1995), Price *et al.* (2002), Shaefer (2000) e Menezes et al (2005), já demonstraram a prevalência de lesões na coluna em atletas deste esporte, porém, nenhum buscou, com a avaliação biomecânica do tronco, ou seja, não buscaram os posicionamentos da coluna e movimentos mais agressivos na tentativa de explicar as lesões. Com a publicação de pesquisas envolvendo esta movimentação, e conhecendo-se as limitações de mobilidade dessa estrutura, os velejadores poderão prevenir-se de tal fato.

1.5 Questões Norteadoras

1 – Quais as características biotípicas dos velejadores?

2- Como varia o momento de força da escora criada pelos atletas?

3- Quais os movimentos de ajuste postural no tronco do velejador na escora?

4- Quais os ângulos de rotação e inclinação e das curvaturas vertebrais admitidos na postura de escora adotada pelos velejadores?

5 – Existem diferenças no posicionamento da coluna na escora entre atletas de diferentes classes?

1.6 Definição Conceitual e Operacional das Variáveis

1.6.1 MOMENTO DE FORÇA DA ESCORA

Momento de força gerado pelo velejador ou tripulação no sentido inverso ao provocado pela ação do vento e da água. Nele, o atleta utiliza seu peso a certa distância do centro de gravidade do barco (SCHMIDT, 1990; LEGG, MACKIE & SMITH, 1999). Será medido através do produto entre a distância do CG calculado e obtido na cinemetria multiplicado pelo peso do atleta. Expresso em Newton vezes Metro (N.m).

1.6.2 ÂNGULO DE FLEXÃO DA CABEÇA

O ângulo de flexão da cabeça segundo Palastanga, Field e Soames (2000) é o ângulo causado pelo movimento de direcionamento anterior da cabeça no plano sagital (Figura 2 – nº 1). Será medido através de cinemetria durante a observação dos movimentos e posturas típicas da prática do iatismo. Expresso em graus (°).

1.6.3 ÂNGULO DE CIFOSE TORÁCICA

O ângulo de cifose torácica (Figura 2 – nº 2) é o maior ângulo sagital entre o platô da última vértebra torácica e o platô superior da primeira vértebra torácica ou cervical limite (SACCO *et al*, 2003). Será medido através de cinemetria durante a observação dos movimentos e posturas típicas da prática do iatismo. Expresso em graus (°).

1.6.4 ÂNGULO DE LORDOSE LOMBAR

O ângulo de lordose lombar (Figura 2 – nº 3) é o maior ângulo sagital entre o platô superior do sacro e o platô superior da primeira vértebra lombar ou torácica limite (SACCO *et al*, 2003). Será medido através de cinemetria durante a observação dos movimentos e posturas típicas da prática do iatismo. Expresso em graus (°).

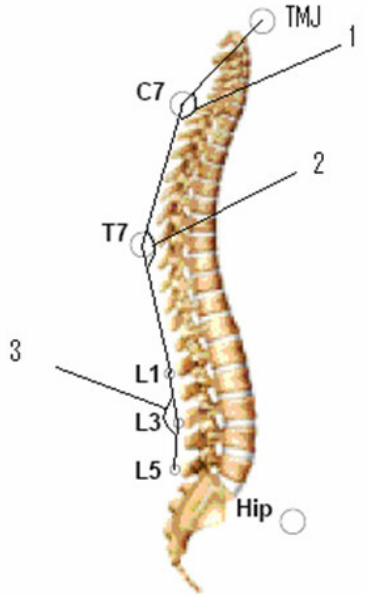


Figura 2 – Figura demonstrando os ângulos avaliados
Fonte: o autor

1.6.5 ÂNGULO DE ROTAÇÃO DO TRONCO

Ângulo que quantifica o movimento de torção do tronco (Figura 3 - nº5), que ocorre no plano transversal, em torno do eixo vertical (PALASTANGA, FIELD & SOAMES, 2000). Será medido através de cinemetria durante a observação dos movimentos e posturas típicas da prática do iatismo. Expresso em graus (°).

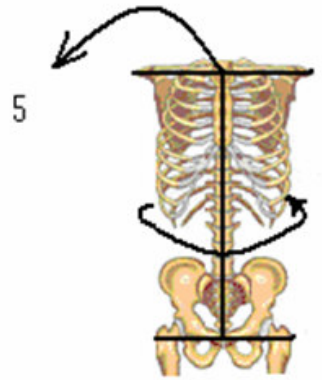


Figura 3 – Figura demonstrando o ângulo de rotação do tronco
Fonte: o autor

1.6.6 ÂNGULO DE INCLINAÇÃO DO TRONCO

É o ângulo no plano frontal (Figura 4 - nº4) que quantifica o movimento de flexão lateral (ou inclinação lateral) do tronco (PALASTANGA, FIELD & SOAMES, 2000). Será medido através de cinemetria durante a observação dos movimentos e posturas típicas da prática do iatismo. Expresso em graus (°).

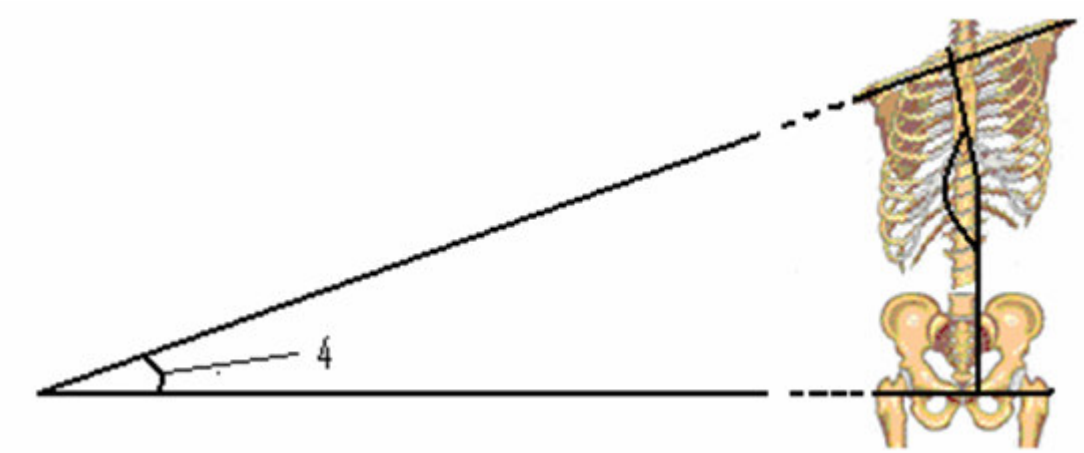


Figura 4 – Figura demonstrando o ângulo de inclinação do tronco
Fonte: o autor

1.7 Delimitação do Estudo

Este estudo delimitou-se em avaliar a movimentação e posicionamento da coluna vertebral do velejador durante a postura de escora, em praticantes de classes com barcos do tipo *dinghy* monocasco, que não usam trapézio, com idade entre 16 e 30 anos, somente do sexo masculino, praticantes regulares deste esporte por pelo menos 2 anos, usando-se como critério de inclusão a prática regular de no mínimo três vezes por semana.

1.8 Limitações do Estudo

Após análises, em estudos pregressos do laboratório, a principal limitação encontrada foi a impossibilidade atual de realização de reconstruções tridimensionais em situação real. A ausência dos agentes naturais típicos da vela, como o vento e as ondas, diminui um pouco a validade ecológica da pesquisa. Os principais fatores limitantes para a

não realização desta pesquisa em situação real foram: a movimentação constante do barco e a dificuldade de calibração das câmeras para o movimento de escora que é realizado para fora do barco.

1.9 Definição de Termos

Região Lombar – Região entre a última costela e o início da nádega, composta pelas vértebras lombares, seus ligamentos, discos intervertebrais e musculatura circundante (RUBIN, 2002).

Encurtamento Muscular – perda de flexibilidade de um músculo que resulta em diminuição da amplitude de movimento normal de uma articulação (KENDALL *et al*., 1995).

Cinemetria – é um método de medição cinemática que busca a partir da aquisição de imagens da execução do movimento, observar o comportamento de variáveis dependentes, tais como: velocidade, deslocamento, posição e orientação do corpo e de suas partes (AMADIO, 1996).

Proa – parte da frente do barco (CIVITA, 1975).

Popa – parte de trás do barco (CIVITA, 1975).

Boreste – lado direito do barco em relação à popa (CIVITA, 1975).

Bombordo - lado esquerdo do barco em relação à popa (CIVITA, 1975).

Gurupés - mastro (haste) que sai da proa na direção do eixo longitudinal da embarcação (CIVITA, 1975).

Adernamento – ato ou efeito de adernar; adernação (Houaiss, Villar e Franco, 2001).

Adernar – pender, inclinar ou abater duradouramente a embarcação sobre os bordos, quer pelo deslocamento de carga, quer pelo impulso da água ou do vento (Houaiss, Villar e Franco, 2001).

Escora - Fazer contrapeso ao adernamento do barco, projetando-se com o corpo no bordo oposto aquele sobre o qual inclina a embarcação (CIVITA, 1975).

Nó - Unidade de medida da velocidade do vento, sendo que 1 nó equivale à 0,52m/s e à 1,85 km/h (CIVITA, 1975).

Cambar - Consiste em mudar diametralmente a posição da vela, expondo sua superfície no bordo contrário aquele em que estava exposta. Para isso é necessário manobrar a escota da vela, afrouxando-a e passando-a para o outro bordo. (CIVITA, 1975);

Montagem de bóia - contorno das bóias delimitadoras de percurso (SCHUTZ *et al*, 2004);

Caçada da escota - alçar a escota de uma vela, fixando-a a mais curta, para melhor expor a vela ao vento (CIVITA, 1975);

Escota - cada um dos cabos de laborar. Seu movimento adequa a posição da(s) vela(s) à direção do vento e sua tensão regula a superfície vélica exposta e o aproveitamento da força propulsora do vento (CIVITA, 1975).

2. MARCO TEÓRICO

Na revisão da literatura serão tratados temas importantes para o entendimento desta pesquisa. Serão expostos: Vela Esportiva, Coluna Lombar, Anatomia e Biomecânica da Musculatura Abdominal, Lombalgia, Lordose Lombar e Suas Alterações, Cinemetria e Fotogrametria.

2.1 A Vela Esportiva

É um esporte náutico, praticado com barcos à vela, que competem em regatas ou em cruzeiros, podendo, igualmente, ser utilizados para competições e para navegação de recreio das mais variadas formas. A origem do iatismo presume-se ter ocorrido na Holanda, apesar de ter sido a Inglaterra o primeiro País a instituir tal prática como modalidade esportiva. As regatas, que tanto podem ser de oceano (porto a porto), como em águas abrigadas (percursos fechados, triangulares e retilíneos). Nestas últimas são utilizados barcos monotipos, organizando-se as competições dos diferentes tipos em grupos, através das associações de classe Snipe as de maior difusão, seguida da de Laser vindo em seqüência a de Star (VALPORTO, 2002).

Embora sendo considerado um esporte de elite, é bastante difundido no país, tendo um grande número de praticantes amadores, além de possuir uma das mais bem conceituadas escolas de vela de competição do mundo, sendo responsável por 14 medalhas olímpicas brasileiras, sendo o esporte que mais teve destaque no Brasil na última Olimpíada, realizada em 2004 na Grécia com 2 medalhas de ouro. A grande demonstração

desta excelência encontra-se especialmente na classe Laser (Figura 5), na qual, a vela brasileira obtém a hegemonia desta classe através da figura de Robert Scheidt.

FIGURA 5: Velejador da Classe Laser durante uma regata.
FONTE: ABCL (2004)

As regatas internacionais segundo a ISAF (2001) acontecem em trajeto definido e delimitado por marcações (marcas). Estas marcações geralmente colocadas em bóias que facilitam a sua visualização. Um barco deve largar, passar cada marca pelo lado requerido na seqüência correta e chegar. Antes de chegar, um barco pode corrigir qualquer erro para cumprir com esta regra. Após chegar, um barco não precisa cruzar completamente a linha de chegada. Um barco pode passar por qualquer dos lados de uma marca desde que ela não seja o início, o limite ou o fim da perna do percurso na qual esteja. Ele deve, porém, passar a marca de partida pelo lado requerido quando dela se aproxima para largar vindo do lado anterior da linha de partida.

2.1.1. CARACTERÍSTICAS BIOMECÂNICAS DOS BARCOS DINGHY MONOCASCO

Os barcos dinghy monocasco geralmente são relativamente pequenos em relação à sua vela o que os tornam barcos velozes, porém, instáveis. Para controlar estes fatores há uma constante movimentação do velejador, que inclui, segundo Besier e Sanders (1999), posturas estáticas por um longo período de tempo, rápidas extensões e rotações do tronco para alteração de posicionamento, além da contração muscular excêntrica durante as técnicas dinâmicas de controle da vela.

Em ventos de médios a fortes ocorre significativo aumento na força do vento e na força de arrasto, e este par de forças faz o barco adernar (SCHMIDT, 1990; LEGG, MACKIE & SMITH, 1999). Para evitar que o barco aderne excessivamente, o velejador cria um momento no sentido inverso ao citado utilizando para tal, seu peso a uma certa distância do centro de gravidade do barco (Figura 6).

FIGURA 6: Posicionamento de escora em Barco Laser
FONTE: Proust Sailing Web Site (2005)

Movendo-se longitudinalmente o velejador pode mudar a distância entre os centros e assim ajustar o momento de contrapeso perfeito, ou momento de escora, evitando o adernamento excessivo do barco. Com o adernamento em excesso o barco desenvolve um componente dirigido descendente que faz a passagem através da água cada vez mais pesada, difícil. Para planar o barco deve ser mantido alinhado longitudinalmente, não adernando mais que de 0-10^{o} (BLACKBURN, 1994) ou 10-20° (BOJSEN-MØLLER & BOJSEN-MØLLER, 1999).

Esta postura especificamente em barcos dinghy monocasco não permite que o iatista mantenha todo o corpo para fora do barco. Ela é realizada com pelo menos um dos pés para dentro do casco apoiado na cinta de escora, podendo o quadril permanecer ou não sobre a borda lateral do casco. Existe a necessidade de uma postura o mais alongada possível no prolongamento do barco, para obter um melhor contrapeso, e conseqüentemente maior eficácia e o barco progredir mais rapidamente (Figura 7).

Segundo Maisseti *et al* (2002) a posição dos ângulos e segmentos corpóreos na escora varia também de acordo com a intensidade dos ventos. Segundo Mackie e Legg (1999) o ângulo do quadril varia de 104 a 120 graus de flexão e o ângulo do joelho varia de 129 a 150 graus de flexão podendo estar completamente estendido na posição máxima da escora.

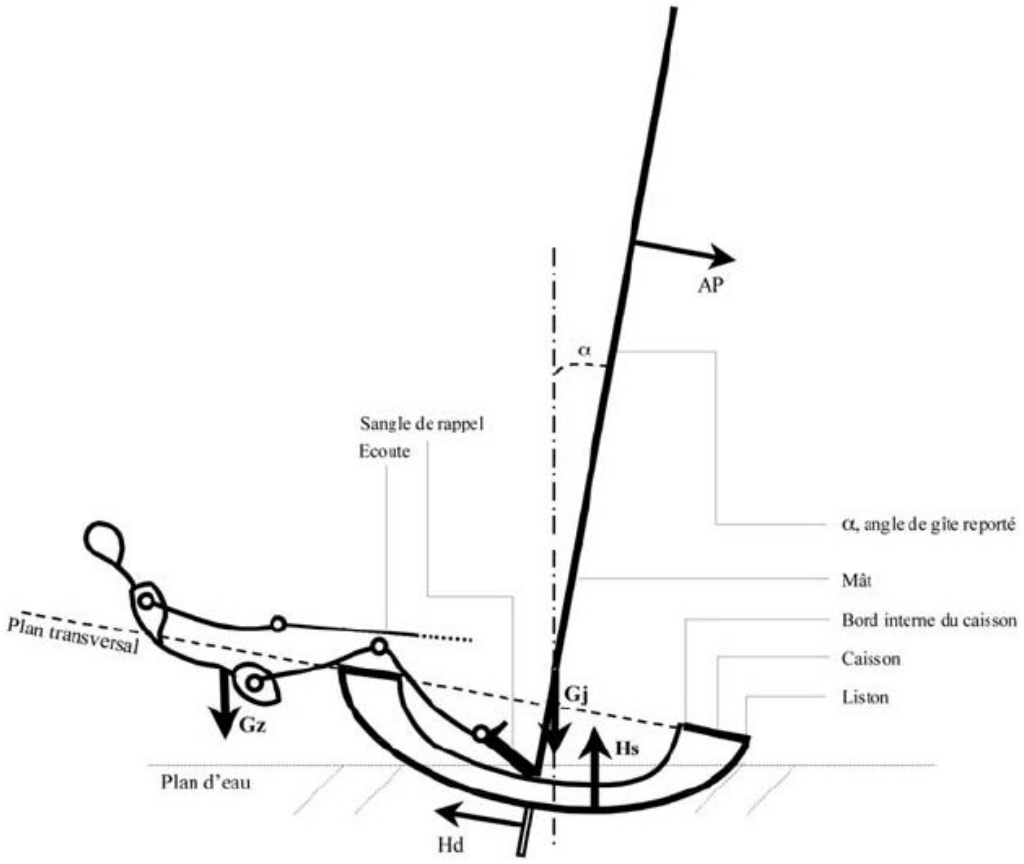


FIGURA 7 – Esquema demonstrando o posicionamento do velejador na escora
Fonte: Maisseti *et al* (2002)

2.1.2 ESTUDOS BIOMECÂNICOS RELEVANTES EM IATISMO

Para melhor entender os movimentos do atleta no barco em 1979 foi iniciada a pesquisa científica com iatismo. Naquele ano através de um modelo matemático inferiu-se os valores do momento de escora (PUTNAM, 1979).

Marchetti, Figura e Ricci (1980), calcularam este movimento através da simulação do velejador em um banco de madeira em laboratório.

Beillot et. al. (1981) e Le Goff (1988) determinaram os momentos resultantes na região lombar nas posturas de escora. Os cálculos foram feitos a partir da reconstrução de imagem das posturas em um banco de escora simulado.

De Vito et. al. (1993) foram os primeiros autores a salientar a diferença entre se analisar a escora como uma postura estática e o que realmente acontece em uma competição. Tendo isto, os autores propuseram analisar os momentos de força na transição entre as diferentes posturas, variando os ângulos de joelho e quadril. O velejador era posicionado sobre um aparato, este em cima de uma plataforma de força e na alça de escora ligada a um transdutor de força. Foram determinados as forças e o momento em sincronia com a cinemetria. Os dados cinemáticos da perna, coxa e região lombar foram utilizados para calcular os momentos nas articulações e a velocidade angular (joelho e quadril) nas mudanças de posturas.

Bojsen-Møller e Bojsen-Møller (1999) em seu trabalho destacou pela primeira vez a importância do centro de gravidade. Por meio da dinamometria (alça de escora instrumentada) e cinemetria (bidimensional) determinaram as variações do centro de gravidade, momentos de força e valores angulares em 3 posturas de escora.

Tan et. al. (2003), ainda utilizando-se do banco de escora, associou resultados de força da alça de escora, ligada a uma plataforma de força, e outras variáveis fisiológicas a performance em regatas. Apresentou alta correlação da performance nas regatas com o momento de escora máximo em três minutos (r=0,806 para homens e 0,816 para mulheres) e a máxima contração voluntária isométrica do quadríceps (r=0,808 para homens e 0,809 para mulheres)

Buscando uma maior especificidade ao teste realizado em situação laboratorial, alguns autores buscaram a utilização do próprio barco do velejador ao invés do banco de escora ou similar.

Ainda em ambiente laboratorial, já em 1997, o momento de escora (ME) foi medido com o iatista junto a seu barco. Através deste método conseguiu-se aumentar a validade do experimento, pois assim, o atleta já estaria inserido no seu contexto e instrumento (LEGG *et al.*., 1997).

Dumortier e Iachkine (2001), para um barco da classe 470er e Le Deroff e Iachkine (2001), para um Laser, realizaram a análise Biomecânica das posturas de escora, adaptando o barco a uma situação laboratorial. O barco foi posicionado sobre uma estrutura que permitia o movimento de adernamento, a alça de escora foi instrumentada para aquisição de força e foram posicionadas duas câmeras, uma com visão posterior e outra de cima e seus respectivos calibradores. Ainda foi posicionada uma televisão à frente dos velejadores, com o vídeo destes velejando e deveriam reproduzir as posturas realizadas. A estrutura elaborada é apresentada na Figura 9. Foram quantificados os ângulos de tornozelo, joelho e quadril, determinado o centro de gravidade, calculado o momento de escora em diferentes posturas e posicionamento do quadril na borda do casco. Foi observada também a influência das vestimentas sobre o momento de escora gerado, utilizando uma carga adicional, encontrando maiores momentos, porém este artifício é proibido em regatas.

Método semelhante foi utilizado por Maïsetti et. al. (2002), especificamente para o barco da classe Laser. Alem de variáveis obtidas por dinamometria e cinemetria (ângulo de joelho e quadril e momento de escora), os autores se preocuparam em relacionar variáveis fisiológicas às causas de fadiga para a manutenção da postura de escora.

Com o método de análise do ME proposto por LEGG *et al* (1997), foi realizado, em 2004, um estudo desta posição do iatista no barco Laser e diagnosticada a posição de escora mais efetiva (ROESLER *et al*., 2005).

Roesler *et al.*. (2005) realizaram análises cinemétricas bidimensionais com captação através de câmeras fixadas no próprio barco (Figura 8), buscando a visualização de variáveis relacionadas com a movimentação do velejador.

Nesta pesquisa visualizaram-se alguns ângulos articulares, posicionamento sagital do tronco do velejador na escora, ângulos de adernação do barco entre outros resultados pertinentes.

FIGURA 8: Imagem obtida através de câmera fixada na Proa do Barco Laser
FONTE: Roesler *et al.*. (2005)

Nesta pesquisa visualizaram-se alguns ângulos articulares, posicionamento sagital do tronco do velejador na escora, ângulos de adernação do barco entre outros resultados pertinentes.

2.2 A Coluna Vertebral

A coluna vertebral é um complexo estrutural cuja principal função é proteger a medula espinhal (NORDIN e WEINER, 2001). É formada por trinta e três vértebras divididas em cinco regiões: cervical, torácica, lombar, sacral e cóccix. Numa vista posterior, a coluna é normalmente vertical. Na vista lateral, a coluna tem quatro curvaturas, duas lordoses e duas cifoses, que vão garantir a maior estabilidade e resistência da coluna vertebral (WATKINS, 1999; DÂNGELO e FATTINI, 2002).

A Coluna lombar segundo Vasconcelos (2004) suporta a cavidade abdominal e permite mobilidade entre a parte torácica do tronco e a pelve. É um conjunto de cinco grandes vértebras, com corpos grandes e reniformes, foramens vertebrais triangulares, pedículos e lâminas curtas e espessas (Figura 9).

FIGURA 9 – Típica Vértebra Lombar
FONTE: Putz *et al.,* (2001)

As vértebras articulam-se umas com as outras de modo a conferir rigidez, mas também flexibilidade à coluna, que são características necessárias para o as funções de suporte de peso, movimentação do tronco, equilíbrio e postura. A principal articulação entre as vértebras está localizada ao nível do corpo vertebral, e ocorre por meio do disco intervertebral. Além disso, as vértebras também se articulam umas às outras por meio dos processos articulares dos arcos vertebrais e de um conjunto de ligamentos (WEIDLE, 2004).

Possui uma curvatura chamada lordose lombar que é formada pela tensão do músculo psoas e é formada quando a criança aprende a ficar em pé e andar. Todas as curvaturas da coluna vertebral já estão formadas ao final de dez anos e sua disposição promove a distribuição do estresse e de cargas (LEHMKUHL *et al.,* 1997; WATKINS, 1999).

Entre as vértebras existem os discos intervertebrais que segundo Pequini (2005) constituem cerca de um terço do comprimento de toda a coluna lombar, sendo que sua altura na região anterior é duas vezes maior que na posterior contribuindo também para a formação da lordose lombar. O Disco intervertebral segundo Peres (2002) é um componente vital para a coluna vertebral, pois, é responsável pela distribuição das cargas, permitindo um movimento adequado para pequenas cargas e provendo a estabilidade em cargas maiores. O mesmo é formado na parte central, por uma massa gelatinosa denominada núcleo pulposo e por uma parte circundante periférica, fibrosa e resistente denominada anel fibroso. Este é formado por lamelas fibroelásticas arranjadas em forma diagonal com orientação de inclinação de 30^{o}, e concêntricas, com várias camadas, que mantém sob pressão o núcleo pulposo (Figura 10).

O núcleo pulposo consiste de um núcleo central de matriz de proteoglicanos bem hidratada. Esse alto conteúdo de água é máximo ao nascimento e diminui com a idade, possuindo um ritmo nictemeral, diminuindo o conteúdo aquoso durante o dia (variação de 1 a 2 cm na altura do disco). Com o avançar da idade, todo o disco tende a ficar fibrocartilagíneo, adelgaçando-se e sofrendo fissuras. Tem como funções principais: a absorção e a distribuição das cargas e a troca de líquido entre o disco e os capilares (VASCONCELOS, 2004).

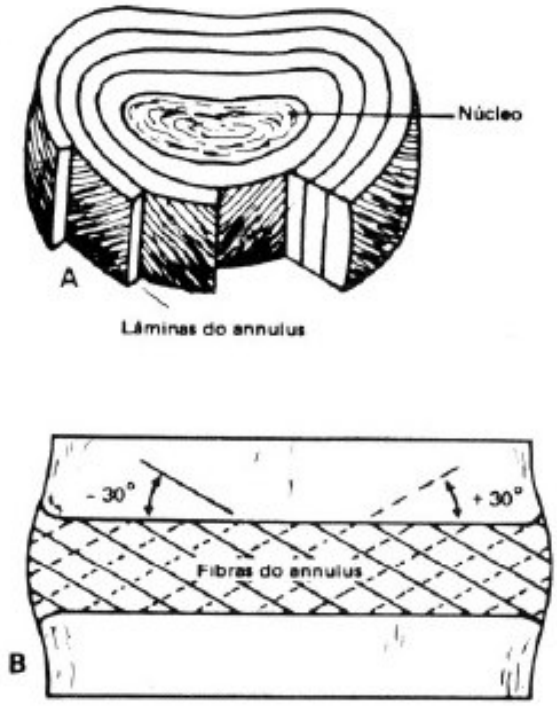


FIGURA 10 – Demonstração das Camadas e da Orientação das Fibras do Anulo Fibroso
FONTE: Pequini (2005)

Entre os ligamentos da coluna destaca-se ligamento longitudinal anterior que é uma faixa larga e espessa de tecido conjuntivo denso que une as faces anteriores dos corpos das vértebras e dos discos intervertebrais, amarrando-os, desde o arco anterior do atlas até a face pélvica do sacro. Atua reforçando o contorno anterior dos discos intervertebrais e limitando a extensão da coluna, fato que é particularmente importante na região lombar, onde o peso do corpo tende a acentuar a curvatura normal da região (DANGELO E FATTINI, 2002).

Outro ligamento destacado é o longitudinal posterior que é uma faixa de tecido conjuntivo denso que une as faces posteriores dos corpos de todas vértebras e discos pré-sacrais e, portanto está localizado na parede anterior do canal vertebral e termina na face superior do canal sacral. Ele é largo e espesso na região cervical e, gradualmente, torna-se estreito e delgado nas regiões torácica e lombar. Nestas regiões estreita-se ao nível dos corpos das vértebras; fixando-se em suas bordas superiores e inferiores, mas na porção média do corpo une-se ao mesmo por tecido conjuntivo frouxo. Ao nível dos discos, o ligamento expande-se bilateralmente e insere nos mesmos, sendo esta a parte mais fraca do ligamento e de pouco valor para a proteção dos discos lombares. Atua limitando o movimento de flexão da coluna (LATARGET e RUIZ LIARD, 1993).

Outros ligamentos menores são conhecidos como acessórios e também têm sua importância para os movimentos da coluna lombar são eles: Ligamentos Flavos, Supra-espinhais, intertransversais e interespinhais (DÂNGELO e FATTINI, 2002).

Ainda para o mesmo autor, entre as vértebras, posteriormente aos corpos vertebrais existem orifícios chamados de forames intervertebrais. Estes permitem a saída de raízes nervosas e a entrada de vasos sanguíneos para a medula espinhal.

Nos sulcos lateral anterior e lateral posterior da medula, fazem conexão pequenos filamentos nervosos denominados filamentos radiculares, que se unem para formar, respectivamente, a raiz dorsal (sensitiva) e ventral (motora) dos nervos espinhais. As duas raízes, por sua vez, se unem para formar os nervos espinhais, ocorrendo essa união distalmente ao gânglio espinhal da raiz dorsal. As raízes nervosas ocupam de 7% a 22% da área seccional transversa do forame intervertebral, com exceção de L5, que requer 25% a 30% da área disponível (VASCONCELOS, 2004).

2.2.1 BIODINÂMICA DA COLUNA VERTEBRAL

A coluna vertebral, como um todo, é considerada uma estrutura composta por articulações do tipo *triaxial*, isto é, articulações que permitem movimento ativo em três eixos (pontos que atravessam o centro de uma articulação em torno da qual ela gira), e o movimento articular ocorre de um eixo que está sempre perpendicular a um plano (linhas de referência ao longo das quais o corpo se divide em anterior e posterior, superior e inferior e lateral direito e lateral esquerdo). Peres (2002), descreve os movimentos da coluna vertebral como sendo:

- **Flexão e extensão:** movimento de inclinação anterior e posterior do tronco que ocorre no plano sagital, em torno do eixo frontal.

- **Flexão lateral ou inclinação lateral:** movimento de inclinação lateral do tronco que ocorre no plano frontal, em torno do eixo sagital.

• **Rotação:** movimento de torção do tronco, que ocorre no plano transversal, em torno do eixo vertical.

A musculatura responsável pelo equilíbrio dinâmico através dos gestos voluntários conscientes é denominada de musculatura dinâmica e a musculatura que reage de uma maneira reflexa para controlar os desequilíbrios segmentares através do equilíbrio estático é denominada musculatura estática. A função dinâmica da coluna vertebral pode ser resumida em duas grandes funções: a deambulação, Função ascendente originada de cintura pélvica e dos membros inferiores: e a preensão, função descendente originada de cintura escapular e dos membros superiores. Alguns músculos podem ser considerados totalmente dinâmicos e suas poucas unidades tônicas são devidos à sua tensão permanente, e preparam o músculo para uma contração rápida; são os grandes músculos do movimento, em geral os dos membros. Outros músculos são praticamente tônicos, cuja intervenção é rápida nos desequilíbrios bruscos ou quedas repentinas, são os músculos antigravitacionais, seja equilibrando as articulações de carga ou suspendendo os segmentos pendulares. Enfim, uma terceira categoria são os músculos dinâmicos 32 cujas unidades tônicas são submetidas a aferências centrais e apresenta uma atividade postural direcional preparando um músculo para um movimento preciso, são os músculos do tronco e das cinturas pélvica e escapular (BIENFAIT, 1995).

2.2.2 COMPORTAMENTO MECÂNICO DA COLUNA

A coluna vertebral, do ponto de vista mecânico, é definida como uma viga em balanço, suportando cargas estáveis e móveis. Estas cargas dividem-se entre as estruturas do tronco buscando maior estabilidade na manutenção das posturas.

Imamura *apud* Pequini (2005) coloca que a coluna lombar pode ser dividida em compartimento anterior, médio e posterior; cada compartimento constitui uma unidade mecânica funcional. O compartimento anterior é constituído pelos corpos vertebrais e pelo disco intervertebral; e adaptado à absorção de choques e a suportar peso. O compartimento médio é formado pelo canal raquidiano e pelos pedículos. O compartimento posterior protege posteriormente os elementos neurais e é o responsável pelo direcionamento das unidades funcionais nos movimentos de flexão anterior e extensão, flexão lateral e rotação.

Os discos intervertebrais são capazes de suportar forças compressivas, rotacionais e de flexão aplicadas sobre a coluna Eles são os principais elementos responsáveis pela absorção das as cargas compressivas. Sob o ponto de vista mecânico, o núcleo pulposo se compara a um fluido incompressível (NACHEMSON, 1981).

A função do núcleo pulposo (absorção de cargas) é mais efetiva devido seu alto grau de hidratação. Todavia, a quantidade de água contida no interior do disco depende diretamente da integridade dos discos intervertebrais, mais precisamente da integridade das proteoglicanas. Quando o disco é achatado, suportando elevadas cargas de trabalho, o seu fluído é absorvido. O núcleo assume o papel mecânico principal comparado com o restante do disco e mantém-se sob constantes pressões compressivas. As fibras do anel fibroso, que são elásticas, e também auxiliam na redução dos estresses mecânicos aplicados sobre a coluna. (BRINCKMANN e GROOTENBERG, 1991).

Um dos aspectos mais relevantes da biomecânica do disco intervertebral é a variação de pressão que ocorre em sua estrutura nas diversas variações posturais. A pressão interna do disco aumenta de aproximadamente 7,5 kg/cm^2 em L3, quando o indivíduo muda da posição sentada com o tronco ereto para aproximadamente 11 kg/cm^2, quando o tronco é fletido anteriormente, equivalente a uma diferença de 50kg. O risco de injúria é ainda

maior quando os movimentos de flexão e extensão estão associados com movimentos rotatórios do tronco, determinando sobrecarga mecânica excessivamente elevada sobre as fibras póstero-laterais dos ânulos fibrosos dos discos lombares (VASCONCELOS, 2004).

Diferentes posturas mudam a curvatura no plano sagital da coluna lombar e alteram o ângulo e a pressão intradiscal de uma vértebra sobre a outra. Pequenos ângulos de extensão ou flexão mudam a distribuição de estresse e têm um efeito na tensão dos ligamentos intervertebrais. Particularmente, os que estão posicionados próximos do centro do disco atuam no sentido de aumentar a compressão nos discos intervertebrais objetivando o não extravasamento (ligamento longitudinal anterior e posterior). Mudanças na postura e nas alturas dos discos quando estão combinados podem influenciar a distribuição de estresse compressivo dos próprios discos intervertebrais (WEIDLE, 2004).

De acordo com os autores, as cargas aplicadas na coluna vertebral são produzidas pelo peso corporal, pela força muscular que age sobre cada segmento móvel, pelas cargas externas que estão sendo manipuladas e pelas forças de pré-carga que estão presentes devido às forças dos discos e ligamentos. Sobre as vértebras lombares na posição em pé, há uma carga axial de compressão de 700N, que pode ter valores acima de 3000N numa sobrecarga como num levantamento de peso a partir do solo ou simplesmente reduzida pela metade (300N) na posição de decúbito dorsal (PERES, 2002).

De acordo com Grieve (1994), a grande maioria dos estudos biomecânicos enfatiza a importância da compressão ou carga de torção sobre a coluna vertebral, porém pouco se desenvolveu sobre a determinação das propriedades mecânicas do segmento de movimento na inclinação do tronco. E os movimentos fisiológicos da coluna vertebral, raramente são puros em torno de um único eixo, mas sim numa combinação destes.

O efeito do arco neural sob estresse provém do fato que as superfícies articulares estão em posição contrárias e fecham-se progressivamente. Quando os três fatores estão combinados; a degeneração do disco, horas suportando cargas compressivas e posturas lordóticas fazem com que o arco neural suporte 70% de forças compressivas de 1KN (WEIDLE, 2004).

Para manutenção da postura corporal, utilizamos a coluna vertebral como a principal estrutura de transmissão de peso do corpo humano, capaz de sustentar grandes cargas, assegurando a proteção da medula espinhal, associada com a manutenção de equilíbrio e apoio corporal. Também como responsável pela determinação da amplitude de movimento do tronco, possibilitando uma flexibilidade adequada (GRIEVE, 1994).

2.2.3 A POSTURA SENTADA

Um número muito grande de autores que vêm estudando o assunto postura sentada tendo em vista ser esta causadora de muitos constrangimentos àqueles que necessitam permanecer nela por muito tempo. No caso do iatismo isto acontece tanto durante os treinamentos onde os atletas treinam no barco por várias horas quanto em regatas mais longas. Logo o iatista, por este simples motivo, já é alvo potencial de dores. Se somarmos a isso o fato de o atleta associar a esta postura, movimentos extremos como a escora a possibilidade da ocorrência de sobrecargas aumenta ainda mais.

E, falando em postura sentada, Moraes *apud* Pequini (2005) diz que a pressão dos discos intervertebrais é maior quando se está sentado, mesmo com o tronco ereto, em torno de 40% maior que na posição de pé. Quando se flexiona o tronco, a situação é ainda pior, as bordas frontais das vértebras são pressionadas umas contra as outras com uma força

considerável. Nesta postura, a pressão intradiscal é ainda maior, cerca de 90% a mais que a postura de pé, e este fato pode levar a lesões, tanto nos discos intervertebrais como nas vértebras e até áreas periféricas à coluna.

Pequini (2005) afirma que a coluna vertebral reage às vibrações: a condução de caminhões, ônibus ou mesmo automóveis que a submete a choques repetidos. Pressões excessivas podem igualmente ocorrer durante a realização de um trabalho ou durante a prática desportiva. No caso da vela as vibrações são comuns e causadas pelo balanço típico das marolas e ondas do mar.

Segundo Moraes *apud* Pequini (2005) as muitas posturas assumidas são tentativas de usar o corpo como um sistema de alavancas. Esticar as pernas para frente e fechar as juntas dos joelhos, por exemplo, aumenta a base da massa do corpo e reduz o esforço de outros músculos para estabilizar o tronco. No caso do iatismo o atleta faz isso buscando além de estabilizar o próprio corpo, controlar de forma eficiente o barco para obter melhor performance.

A manutenção de uma determinada atitude corporal propicia mudanças estruturais no músculo estriado esquelético como forma de adaptação postural,sendo essas alterações as responsáveis pela perda da flexibilidade do corpo (CRAWFORD e JULL, 1993). Logo, posturas admitidas por longos períodos podem induzir ao aparecimento de encurtamentos musculares. No caso do iatismo, segundo Moraes *et al.*. (2003), boa parte dos atletas apresenta encurtamentos, principalmente nos membros inferiores e ressaltam que este fator além de predispor maior incidência de lesões musculares, geralmente acarreta problemas lombares e de cintura pélvica.

De acordo com Kapandji (2000), as forças de compressão sobre o disco vertebral aumentam com o aumento do peso do corpo acima do disco vertebral, considerando o peso

dos membros superiores, tronco e cabeça. Num movimento de flexão anterior do tronco, o núcleo pulposo do disco é deslocado para trás e ocorre um aumento na tensão dos ligamentos do arco posterior (A). Num movimento de extensão do tronco, o núcleo pulposo do disco é deslocado para frente e ocorre um aumento na tensão dos ligamentos do arco anterior (B). Na flexão lateral ou inflexão lateral da coluna vertebral, o núcleo pulposo se desloca para o lado da convexidade (C); esquematizadas na Figura 11. Esses movimentos em excesso ou repetidos, principalmente com carga, induzem a formação das hérnias de disco.

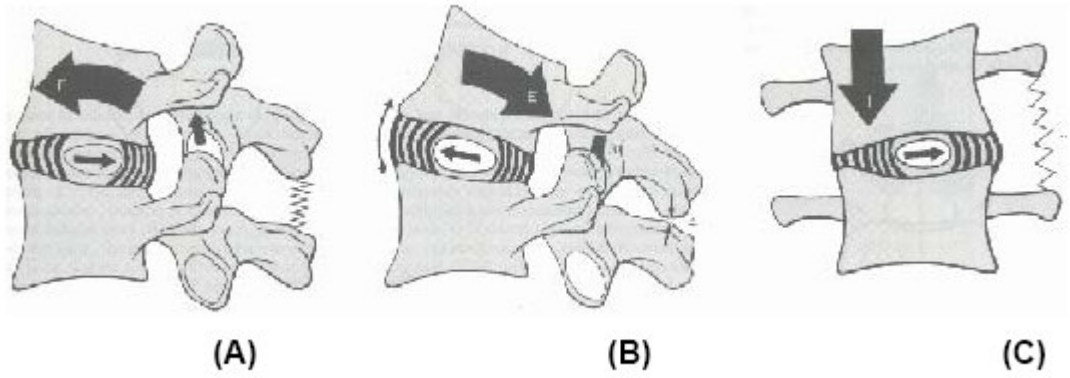


Figura 11: Deslocamento do Núcleo Pulposo do Disco Intervertebral
Fonte: Kapandji, (2000).

Uma razão para a pressão intradiscal relativamente alta nesta posição, segundo o autor, é a atividade da porção vertebral do psoas maior, o qual tem uma influência estabilizante sobre a coluna lombar e, ao mesmo tempo, um efeito compressivo. Desta forma, contribui com uma carga considerável em acréscimo às forças gravitacionais. Uma outra razão é que, quando uma pessoa se senta sobre o plano horizontal, a coluna lombar apresenta usualmente algum grau de flexão, o que em si mesmo aumenta a pressão, permitindo assim uma transferência maior de carga das articulações apofisárias para os

discos. Acréscimos ou decréscimos na pressão intradiscal podem ser produzidos por uma alteração na lordose lombar (PEQUINI, 2005).

A figura 12 demonstra a pressão intradiscal nas diferentes posições admitidas pelo corpo humano. Entre estas observamos uma postura muito semelhante à admitida na escora de barcos monocasco (FIGURA 13).

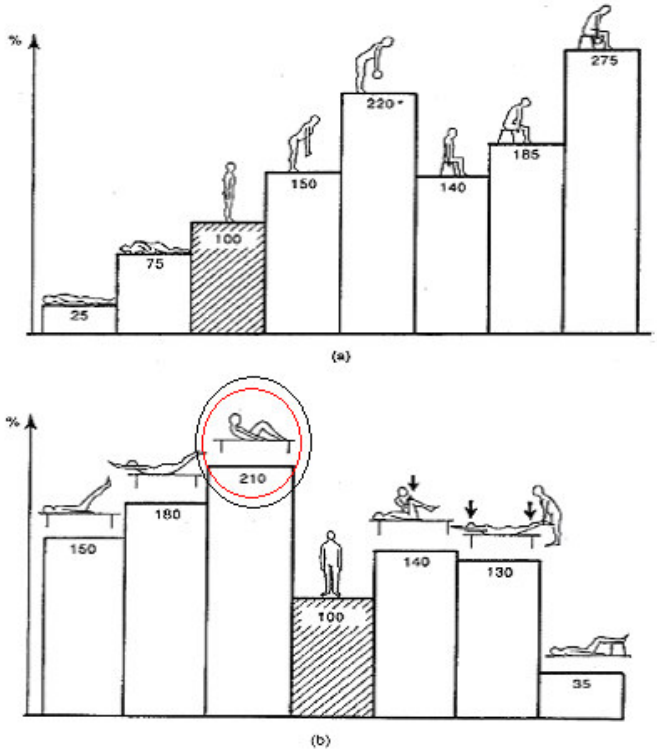


FIGURA 12 - Ilustração demonstrando as pressões intradiscais nas diferentes posições
Fonte: Nachenson *apud* Pequini (2005)

FIGURA 13 – Velejador executando a escora em barco dinghy monocasco
FONTE: Proust Sailing Web Site (2005)

Ainda na figura 12, observa-se que a postura circundada acarreta uma pressão 2,1 vezes maior do que a postura ereta em pé. Logo a posição de escora pode ser conseqüentemente perigosa à esta estrutura.

2.3 Cinemetria

A cinemetria é um método de captura de imagens de um movimento ou de uma atividade em específico, possibilitando a obtenção de informações de medidas e a execução de cálculos sobre parâmetros cinemáticos do movimento (GERTZ E NABINGER, 1997).

Inicialmente, podemos considerá-la como um método que permite análises qualitativas, a partir da observação das imagens obtidas através de fotografia, filmes e câmeras de vídeo. Porém, a partir da mensuração do deslocamento de segmentos, representados pelos pontos selecionados no corpo humano, além do tempo, através da freqüência de aquisição, e da massa por procedimentos da antropometria, podemos derivar grandezas cinemáticas que estuda a geometria do movimento, procurando relatar o deslocamento, a velocidade, a aceleração e o tempo sem fazer referências com a causa do movimento. Assim, sob um outro enfoque, a cinemetria pode contribuir para uma análise biomecânica quantitativa dos movimentos humanos (DALLA VECCHIA *et al.,* 1997).

A importância da precisa mensuração dos parâmetros cinemáticos refere-se à utilidade que estes apresentam em todos os cálculos subseqüentes para a dinâmica. Esta precisão necessária pode ser justificada pelo fato de que um erro, cometido em uma aquisição de dados cinemáticos, propaga-se na medida em que se vai derivando outros parâmetros importantes para a análise do movimento.

Conforme dito anteriormente, os segmentos podem ser representados por marcas externamente ou internamente (radiografias) identificadas, selecionadas de forma a indicar de maneira mais clara e correta o eixo articular do movimento, o CG do segmento ou ainda determinados acidentes anatômicos. Estes pontos são selecionados e marcados segundo modelos antropométricos biomecânicos de corpos rígidos, onde cada segmento é representado por uma forma geométrica simples (HAMILL e KNUTZEN, 1999).

A cinemetria também depende de um sistema de referências planar ou espacial: relativo (a uma marca fixa no corpo: pontos anatômicos, centros articulares, CG do segmento ou do corpo) ou absoluto (um sistema ortogonal externo ao corpo fixo e que cubra todo espaço ótico que ocorrerá o movimento).Quanto a esse sistema espacial de referência absoluto, existem convenções que podemos adotar conforme Winter (1990), onde Y-vertical, X-direção antero-posterior e Z-direção médio-lateral (FIGURA 14).

Tanto a determinação de variáveis cinemáticas, quanto à das dinâmicas dependem do processamento da imagem coletada, ou seja, a reconstrução das coordenadas dos pontos marcados no corpo do sujeito analisado. A reconstrução das coordenadas dos pontos necessita do sincronismo da aquisição das imagens e deste sistema de referência para a calibração de no mínimo seis pontos não coplanares. Esta é denominada de reconstrução da imagem em 3D. Para esta é necessária a digitalização destes pontos feitas por dispositivos quadro à quadro, ou ainda que partem para um reconhecimento automático destas marcas (WINTER, 1990).

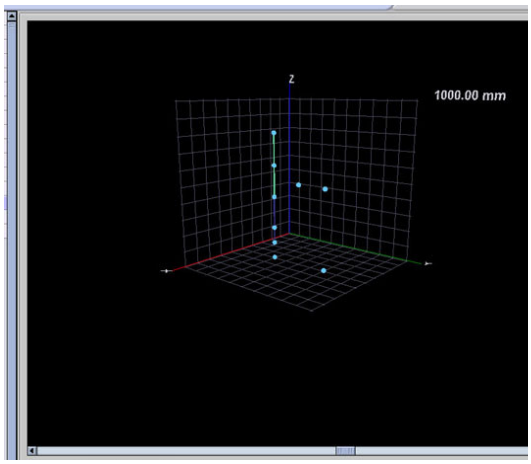


FIGURA 14 - Sistema espacial com demonstração dos três planos
FONTE: PEAK MOTUS SYSTEM (2005)

2.3.1 DIRECT LINEAR TRANSFORMATION

Atualmente contamos com diversos sistemas capazes de localizar marcadores em espaço tridimensional utilizando diversos marcadores para identificar segmentos do corpo de interesse, os quais são capazes de determinar os deslocamentos linear e angular desses segmentos e articulações do corpo em três dimensões durante atividades dinâmicas.

Dentre eles destacamos o DLT (Direct Linear Transformation), desenvolvido por Abdel-Aziz e Karara (1971), o qual é o mais utilizado mundialmente devido a relativa facilidade de operação com os seus dados. O objetivo do DLT é realizar uma transformação linear direta das coordenadas do sistema de referência de calibração para as coordenadas no espaço-objeto.

Exige pelo menos duas câmaras não paralelas, não métricas, e que estejam sincronizadas previamente através de um operador de sincronismo, que poderá ser um disparo elétrico sincrônico, ou ainda um procedimento matemático.

O sistema utilizado para a calibração das câmaras exige um sistema de coordenadas espaciais fixo conhecido, visível por todas as câmaras, composto de pelo menos 06 pontos não coplanares. Esse sistema deve envolver todo o espaço que o objeto ocupará. Normalmente utilizam-se os mesmos valores de calibração utilizados para as câmaras anteriores. O método calcula 11 coeficientes, os quais contém todas as informações relativas à posição e orientação externa das câmaras, parâmetros internos e fatores de distorção linear das lentes. Estes parâmetros são obtidos a partir de pelo menos 06 pontos de referência (ABDEL-AZIZ e KARARA 1971).

Após a digitalização dos pontos marcados no objeto, obtemos as coordenadas x'e y'de cada ponto de referência. Utilizando desses dados, calculam-se os 11 coeficientes para cada câmara, a partir de 12 equações específicas (MANSOUR *et al.*, 1982).

Este método requer um sistema de base fixa, isto é, após serem registrados os pontos de referência, não poderá haver modificação alguma na posição das câmeras. Os pontos podem ser removidos. Estes pontos devem ser vistos pelas duas câmeras e devem formar um volume, não podendo estar no mesmo plano. Os pontos que futuramente serão calculados devem estar dentro do volume delimitado pelos pontos de controle. Mais de duas câmeras podem ser usadas (MANSOUR *et al.*, 1982).

2.3.2 MARCADORES

As aquisições de dados são realizadas através da colocação de marcadores e flexivos em pontos anatômicos estratégicos que determinam os eixos internos dos segmentos considerados. Esses marcadores se tornam pontos refletores de luz ao serem

iluminados pelos LED's fluorescentes presentes nas câmeras de vídeo, de forma que os sinais refletidos sejam captados por elas. Para uma análise cinemática, a correta colocação dos marcadores é muito importante para gerar um sistema de coordenadas reprodutível.

Os marcadores podem ser divididos em basicamente dois grupos (ROSE e GAMBLE, 1994):

- Marcadores ativos: geralmente diodos emissores de luz (LED's) que emitem luz infravermelha ao sensor;
- Marcadores passivos: dispositivos refletores, refletindo a luz ambiente ou projetada de volta ao sensor.

Os marcadores passivos ou refletores possuem a vantagem de não necessitar de cabos ou fios. Quando as suas projeções nas câmeras são identificadas, uma aproximação fotogramétrica pode ser aplicada para calcular as coordenadas espaciais 3D de cada marcador, através de equações que necessitam de uma condição de colinearidade, relacionando o marcador no objeto com sua imagem, e uma condição de coplanaridade (MANSOUR *et al.*, 1982).

2.3.3 PADRÕES DE VÍDEO

As imagens videográficas são constituídas de seqüências de quadros. Cada quadro é formado por dois campos que correspondem às linhas ímpares e pares da varredura do monitor. As linhas ímpares formam um campo e as linhas pares formam um segundo campo. Os campos ímpares e pares são entrelaçados para formar um quadro.

Dois sistemas são os utilizados mundialmente (BUENO, 2005):

- NTSC (*National Television System Committee*) - sistema de vídeo utilizado

atualmente nos Estados Unidos e no Japão. Opera em 60 Hz, o que significa 60 campos por segundo ou 30 quadros por segundo. Uma imagem NTSC possui 525 linhas de varredura.

- PAL (*Phase Alternation by Line*) - sistema de vídeo utilizado em alguns países europeus, entre os quais Alemanha, Holanda e Inglaterra, e na Austrália. Opera em 50 Hz, o que significa 50 campos por segundo ou 25 quadros por segundo. Uma imagem PAL possui 625 linhas de varredura. No Brasil - sistema PAL-M, que segue os mesmos princípios do PAL mas opera em 60 Hz

2.3.4 CÂMERAS DE VÍDEO

Para a gravação de imagens com a finalidade de análises biomecânicas os requisitos básicos de uma câmera são boas linearidade e clareza da imagem. Estes dois atributos melhoram a precisão dos resultados das análises.

Diversos sistemas para análises biomecânicas usam câmeras de vídeo comuns que funcionam no sistema NTSC ou no sistema PAL. Existem câmeras que operam com freqüências de aquisição de imagens mais altas (por exemplo, 120 Hz, 180 Hz ou mesmo maiores), mas nestes casos os sistemas de gravação não seguem os padrões NTSC ou PAL.

O dispositivo que capta a luz na maioria das câmeras é um *Charge Coupled Device* (CCD).É formado por milhares de foto-diodos, que produzem uma carga elétrica quando atingidos pela luz. Estes foto-diodos formam um arranjo matricial de linhas e colunas. Cada célula da matriz é chamada elemento de imagem ou pixel. Quanto maior o número de pixels por unidade de área maior é a resolução do CCD (KODAK WEB PAGE, 2005).

O tempo de exposição, isto é, o intervalo de tempo em que o CCD recebe luz, é controlado pelo shutter. Uma câmera com shutter minimiza o efeito borrado em imagens de movimentos.

A maioria das câmeras de vídeo possui um shutter ajustável, com tempos de exposição de 1/120 de segundo, 1/250 de segundo, 1/500 de segundo, 1/1000 de segundo ou mesmo menores.

Embora uma câmera NTSC possa adquirir imagens com um tempo de exposição de 1/1000 de segundo, a freqüência de aquisição das imagens continua sendo de 60 campos por segundo. O shutter está limitando a aquisição de informação ao 1/1000 de segundo no início de cada campo de vídeo, ou seja, o CCD está sendo exposto à luz durante 1/1000 de segundo (BUENO, 2005).

O resultado do uso de um pequeno tempo de exposição não é a obtenção de um maior número de imagens por segundo, mas sim o “congelamento” da imagem em cada campo observado. Logo, a imagem obtida tem maior clareza, com pouco ou nenhum efeito borrado.

3. MÉTODO

Neste capítulo serão esclarecidos os procedimentos metodológicos realizados na pesquisa.

3.1 Caracterização da Pesquisa

Esta pesquisa foi caracterizada como descritiva e exploratória a qual procura observar, registrar, analisar, classificar e interpretar os fatos ou fenômenos (variáveis), sem que o pesquisador interfira neles ou os manipule. Este tipo de pesquisa tem como objetivo fundamental à descrição das características de determinada população ou fenômeno (CERVO e BERVIAN, 1996). A pesquisa foi definida como exploratória, pois, busca a investigação precisa de um fenômeno ainda pouco conhecido ou estudado (MATTAR, 1998).

A pesquisa também pode ser caracterizada como estudo multicaso. De acordo com Yin (1994), caracteriza-se como uma pesquisa de natureza empírica que investiga uma determinada situação dentro da realidade em que ela ocorre, apresentando maior foco na compreensão dos fatos que na sua quantificação. O método de estudos multicaso utiliza várias fontes de evidências, fato que permite aprofundar os conhecimentos sobre uma determinada realidade (TRIVIÑOS, 1990).

3.2 Sujeitos da Pesquisa

Os sujeitos da pesquisa foram 3 velejadores do sexo masculino. Os mesmos mantém prática regular deste esporte por pelo menos 2 anos, e usou-se como critério de inclusão a prática regular três vezes por semana.

A escolha dos sujeitos foi do tipo intencional. Os velejadores foram selecionados através de contatos com clubes de vela da cidade, a Federação Catarinense de Vela (FCV) e a Federação Brasileira de Vela e Motor (FBVM).

3.3 Instrumentos de Medida

Para a aquisição das imagens para a avaliação dos movimentos e posicionamentos do tronco dos velejadores em gestos técnicos no barco foram utilizadas quatro câmeras de vídeo com freqüência de aquisição de 60Hz, fitas de vídeo S-VHS, um calibrador de 17 pontos do sistema Peak Motus e um sincronizador para que as câmeras pudessem registrar as imagens e posteriormente na digitalização fosse possível se analisar os eventos de forma simultânea. Para a marcação dos pontos anatômicos foram utilizados marcadores reflexivos circulares de 7 mm. O barco monocasco foi um Laser Standard. Este foi fixado em cavaletes de madeira pelas laterais do casco, e foi elevado com o auxílio de plintos.

Para a digitalização das imagens foi utilizado um vídeo-cassete e uma placa PCTV para conversão analógico-digital. Com esta conversão a freqüência de aquisição diminuiu para 30 Hz fato, este, que acabou tornando-se uma limitação do estudo.

3.4 Procedimentos para Coleta de Dados

Os atletas foram convidados a participar da pesquisa por contato telefônico através de conhecimento e indicações da FCV e da FBVM. Antes de participar da pesquisa o atleta teve acesso aos objetivos da pesquisa bem como das instituições envolvidas. Após o aceite, os atletas assinaram um termo livre e esclarecido (APÊNDICE A) no qual deram permissão para utilização dos dados obtidos.

O local da coleta foi realizada o Laboratório de Biomecânica do CEFID-UDESC e esta pesquisa fez parte do projeto Performance Humana no Iatismo, em convênio com a Rede CENESP, e esse já foi aprovado no Comitê de ética em pesquisas em seras humanos da UDESC (ANEXO 1).

A coleta foi realizada em duas etapas. No dia 08/12/2006 foi realizada a primeira etapa, com a avaliação do Atleta 01. Já no dia 20/12/2006 foram avaliados o Atleta 02 e o Atleta 03. Foi avaliado um quarto atleta também no dia 20, porém, seus dados foram desprezados por problemas na captação das câmeras. O mesmo procedimento foi adotado em ambas as etapas.

Para a análise dos movimentos, foram escolhidas as seguintes estruturas anatômicas para colocação de pontos reflexivos de 7mm:

- Articulações Têmporo-Mandibular (dos dois lados);
- Acrômios (parte lateral)
- Epicôndilos Laterais do úmero;
- Processos estilóides do rádio;
- Processos espinhosos de algumas vértebras (C7-T7-L1-L3-L5);
- Trocânteres Maiores do Fêmur;

- Linhas articulares laterais dos joelhos;
- Maléolo Lateral da fíbula;
- Cabeça do 5º Metatarso.

Para a avaliação da movimentação da coluna na escora os pontos dos cotovelos, dos punhos, joelhos, tornozelos e pés não foram utilizados. Porém, todos foram digitalizados para o cálculo exato do momento de escora.

Para a análise do gesto, os atletas foram instruídos a realizar a escora de maneira semelhante a uma regata. Para a filmagem as câmeras foram colocadas, conforme o esquema mostrado na figura 15, que foi montado no Laboratório. Esta configuração de câmeras foi escolhida após as análises dos vídeos do estudo piloto 2 (APÊNDICE B).

O barco foi disposto, com o auxílio dos cavaletes e plintos, numa altura de 1,20m do chão o que facilitou a visualização das imagens da coluna vertebral do atleta. Para medir a distância e os ângulos das câmeras em relação ao barco, utilizou-se a mesma estratégia do estudo piloto 2. Com as distancias obtidas do ponto da bolina e da linha central do barco, pôde-se fazer um triângulo retângulo o que possibilitou a observação dos ângulos das câmeras em relação ao barco através de fórmulas trigonométricas.

A primeira câmera, denominada câmera 1, filmou os movimentos da coluna dos velejadores no plano frontal, por isso foi fixada a um tripé, à 49cm do chão. Esta câmera ficou a 3,48m do ponto da bolina, atrás do indivíduo, com angulação em relação à linha central do barco de 82,73°. A segunda câmera, denominada câmera 2, filmava os movimentos no plano frontal de frente para o velejador, por isso foi mantida na altura original de 2,57m do chão, no suporte das câmeras do laboratório. Esta câmera ficou a 4,82m do ponto da bolina e a angulação em relação à linha central do barco foi de 77°. A

terceira câmera, denominada câmera 3, buscou filmar os movimentos dos atletas no plano sagital através da vista da popa do barco, por isso foi colocada atrás do barco na altura original de 2,57m, no suporte das câmeras do laboratório. Esta câmera estava a 3,58m do ponto da bolina e a angulação em relação à linha central do barco foi de 26,63°. A quarta câmera, denominada câmera 4, filmava os movimentos do velejador no plano sagital através da popa do barco, porém enfocando os movimentos da coluna. Ela foi colocada a 81cm do chão, fixada a um tripé. Esta câmera ficou a 4m do ponto da bolina e a angulação em relação à linha central do barco foi de 27,75°. Esta disposição pode ser vista na figura 15. As imagens de cada velejador executando a escora na 4 câmeras está disponível no apêndice C.

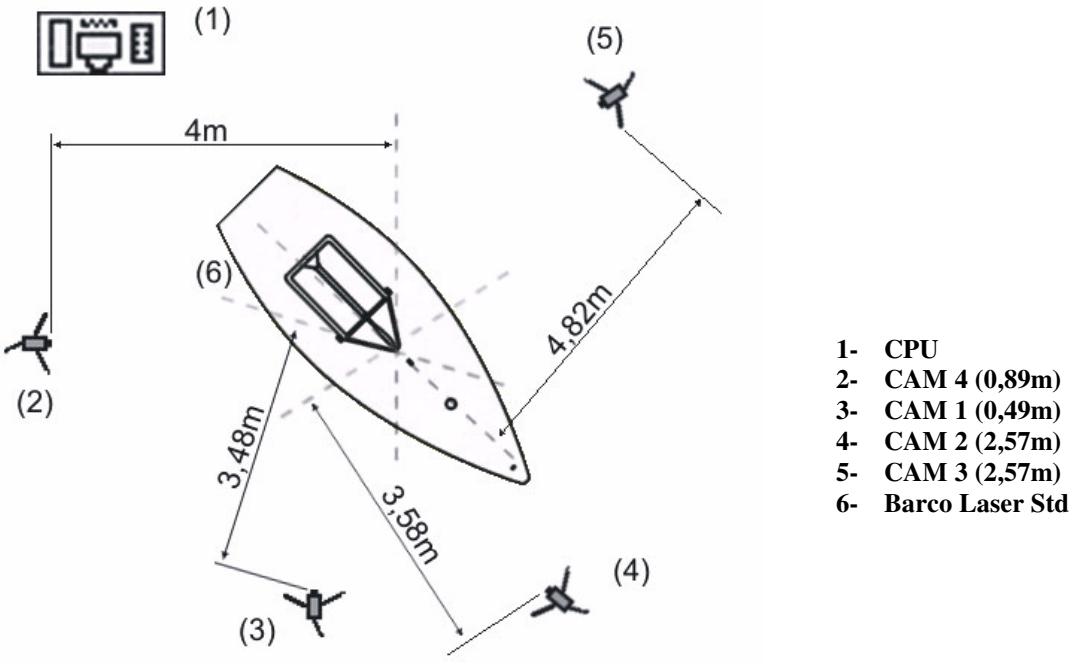


Figura 15 – Esquema demonstrando a disposição definitiva de câmeras

Para a calibração foi utilizado o calibrador do sistema peak motus. Foi escolhido o uso de 17 pontos reflexivos, pois, para o ambiente criado para a realização do movimento era o suficiente. Colocou-se o calibrador no local onde se posicionaria o velejador. O barco

foi retirado de cima dos plintos e foi colocado o calibrador em cima de dois deles com o uso do tripé (FIGURA 16).

Para o correto posicionamento do barco, após a filmagem e retirada do calibrador, foi utilizado um fio de prumo preso ao teto do laboratório, a fim de determinar o centro do calibrador, conforme o que foi realizado no estudo piloto 2 (FIGURA 17).

Figura 16: Calibrador em cima dos plintos

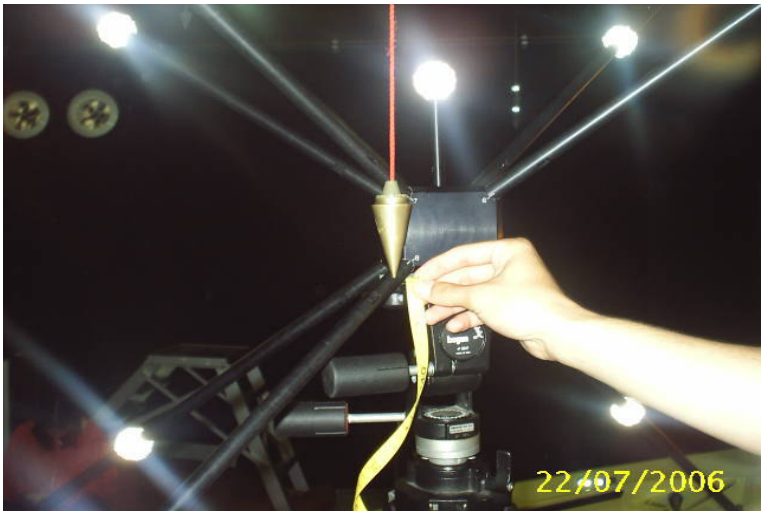


Figura 17: Fio de prumo próximo à região do centro do calibrador

Como no referido estudo piloto foi avaliado um atleta de 1,85m, e nenhum dos atletas avaliados tinha estatura maior, teve-se a certeza de que os movimentos do velejador não ultrapassariam o raio do calibrador.

Antes da coleta o calibrador foi filmado. Cada atleta fez 3 execuções de 10 segundos cada, simulando a escora. Os dados obtidos na pesquisa foram processados no sistema APAS-XP® de análise do movimento humano. Com freqüência de 30 Hz, foram selecionados, após a sincronização, 300 quadros para digitalização nas quatro câmeras. As imagens foram digitalizadas quadro a quadro com marcação de todos os pontos visíveis. Após esse passo, os dados sofreram transformação por DLT e os dados obtidos passaram por interpolação pelo modo Cubic Spline, do próprio sistema.

Para fins de digitalização e cálculo do CG foi utilizado o modelo antropométrico de Dempster *apud* Winter (1990).

3.5 Tratamento Estatístico

Na avaliação dos movimentos e ângulos de lordose lombar, cifose torácica, lordose cervical e rotação do tronco, foram utilizados princípios da estatística descritiva com cálculo de: ângulos máximos, média, desvio padrão absoluto (em cada execução), desvio padrão médio (entre as execuções) e ângulos mínimos. O desvio padrão médio foi utilizado visando verificar a movimentação média da coluna entre as execuções. O mesmo procedimento foi adotado na avaliação do momento de escora.

Os resultados foram apresentados em tabelas e gráficos e os procedimentos estatísticos foram realizados no *software* MS Excel 2003®.

4. APRESENTAÇÃO DOS DADOS

O capítulo a seguir visa apresentar os resultados obtidos nas coletas realizadas. Pelo fato de ser um estudo multicaso, que não visa comparação, e para facilitar a visualização dos mesmos, eles serão separados em tópicos separados por atletas. Os dados preliminares deste estudo serão apresentados no Simpósio Internacional de Biomecânica do Esporte (ISBS 2007) em forma de artigo completo (APENDICE D).

4.1 Dados do Atleta 1

4.1.1. CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS E ANTROPOMÉTRICAS

Na tabela 1 são demonstradas as características técnicas e os dados antropométricos do velejador 1.

Tabela 1 – Características técnicas e antropométricas do atleta 1

	VELEJADOR 1
IDADE	27
CLASSE	Laser Standard
ESTATURA (m)	1,74
MASSA (Kg)	82,5
IMC	27,5
NÍVEL COMPETITIVO	Internacional

Ao observarmos o atleta um, é possível perceber um leve desfavorecimento antropométrico devido à baixa estatura. Observa-se, no entanto, uma massa acima de 80 kg o que compensa essa dificuldade, principalmente se observarmos o IMC obtido. O atleta afirmou durante a avaliação que, além do condicionamento físico natural, realiza um fortalecimento específico para membros superiores e parte superior do tórax, afim de,

compensar essa desvantagem mecânica. Segundo Beer e Johnston (1998), a colocação de maior carga na parte mais distante do eixo, em um braço de momento, afasta o centro de massa do sistema deste mesmo eixo o que aumenta o momento de inércia. Nesse caso, a maior hipertrofia desta região além de aumentar a massa do atleta, também aumenta a distância do eixo de giro em relação ao CG do mesmo, o que também aumenta o momento de força da escora.

4.1.2 MOMENTO DA FORÇA DE ESCORA

A variação do momento da força de escora (ME) em N.m obtida pelo deslocamento do centro de gravidade (cg) do velejador 1 está demonstrada na tabela 2.

Tabela 2 – Valores correspondentes ao Momento de Escora do Atleta 1

ATLETA 1	$\bar{x}$	**ME Máx**	**ME Mín**	**S**
Execução 1	847,51	868,59	834,84	59,88
Execução 2	891,45	908,11	885,88	63,56
Execução 3	849,94	881,77	797,79	19,05
Geral 1	**863,07**	**908,11**	**797,79**	**47,5**

Observou-se um valor médio de 863,07±47,5 N.m, com momento máximo de 908,11 N.m e momento mínimo de 797,79 N.m. O gráfico 1 mostra a variação do momento de escora do atleta 1 em relação ao tempo em segundos.

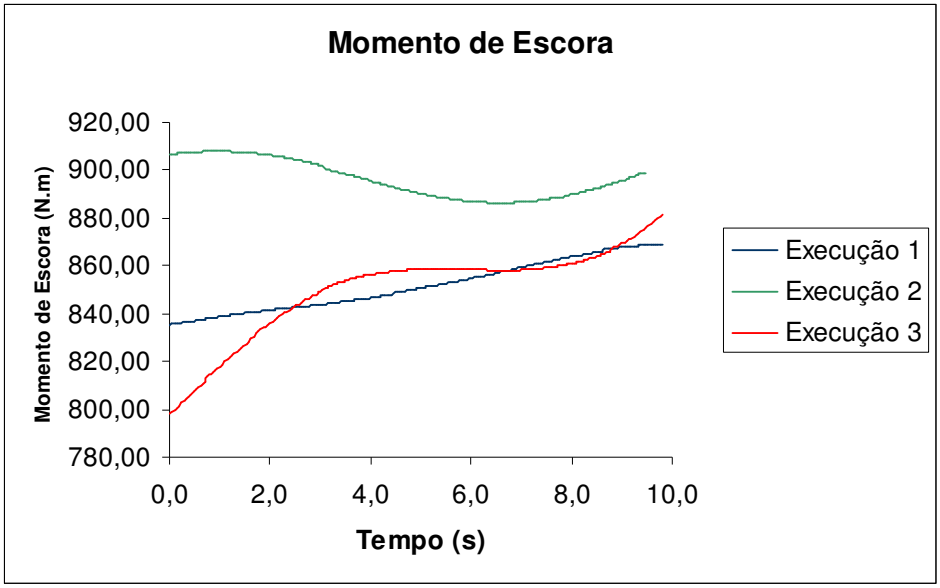


Gráfico 1 – Momento de Escora do Velejador 1 em Relação ao Tempo
Fonte: o autor

No gráfico pode-se visualizar que a maior variação de momento em relação ao tempo neste atleta foi na execução três. Já nas duas primeiras execuções observa-se um padrão de movimentação um pouco menor com tendência à movimentos mais discretos.

4.1.3 ÂNGULO DE FLEXÃO DA CABEÇA

Os valores angulares em graus obtidos pelo deslocamento dos segmentos correspondentes a esse ângulo no plano sagital do atleta 1 está demonstrada na tabela 3.

Tabela 3 – Valores correspondentes ao Ângulo de Flexão da Cabeça do Atleta 1

ATLETA 1	$\bar{x}$	**Âng Máx**	**Âng Mín**	**S**
Execução 1	108,7	115,7	94,1	7,14
Execução 2	104,4	109,7	99	2,99
Execução 3	102,86	137,3	94,16	10,7
Geral 1	**105,31**	**137,3**	**94,1**	**6,94**

Obteve-se um valor médio de 105,31±6,94º, com ângulo máximo de 137,3º e um ângulo mínimo de 94,1º. O gráfico 2 mostra a variação do momento de escora do atleta 1 em relação ao tempo em segundos.

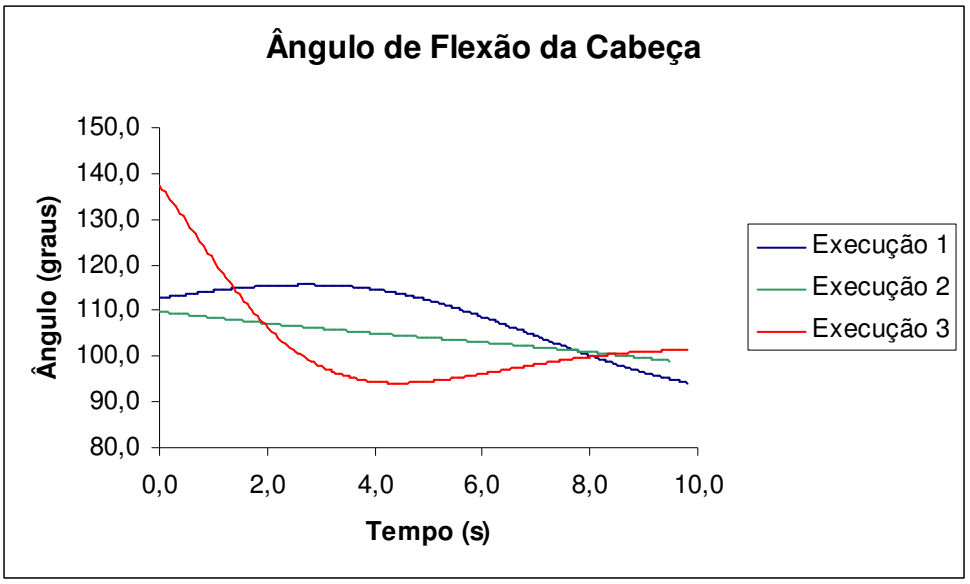


Gráfico 2: Variação Angular da Flexão da Cabeça em Relação ao Tempo do Atleta 1
Fonte: o autor

Nesta variável observa-se a mesma tendência de movimentação maior na execução três. Novamente, as duas primeiras execuções demonstram presença menor de movimentos.

4.1.4 ÂNGULO DE CIFOSE TORÁCICA

Os valores angulares em graus obtidos pelo deslocamento dos segmentos correspondentes a esse ângulo no plano sagital do atleta 1 está demonstrada na tabela 4.

Tabela 4 – Valores correspondentes ao Ângulo de Cifose Torácica do Atleta 1

ATLETA 1	$\bar{x}$	Âng Máx	Âng Mín	S
Execução 1	156,18	160	151,9	3,12
Execução 2	148,6	152,6	146,0	2,01
Execução 3	149,4	160,21	146,62	2,47
Geral 1	**151,4**	**160,21**	**146,0**	**2,54**

Foi obtido um valor médio de 151,4±2,54º, com ângulo máximo de 160,21º e um ângulo mínimo de 146º. O gráfico 3 mostra a variação do ângulo de cifose torácica na escora do atleta 1 em relação ao tempo em segundos.

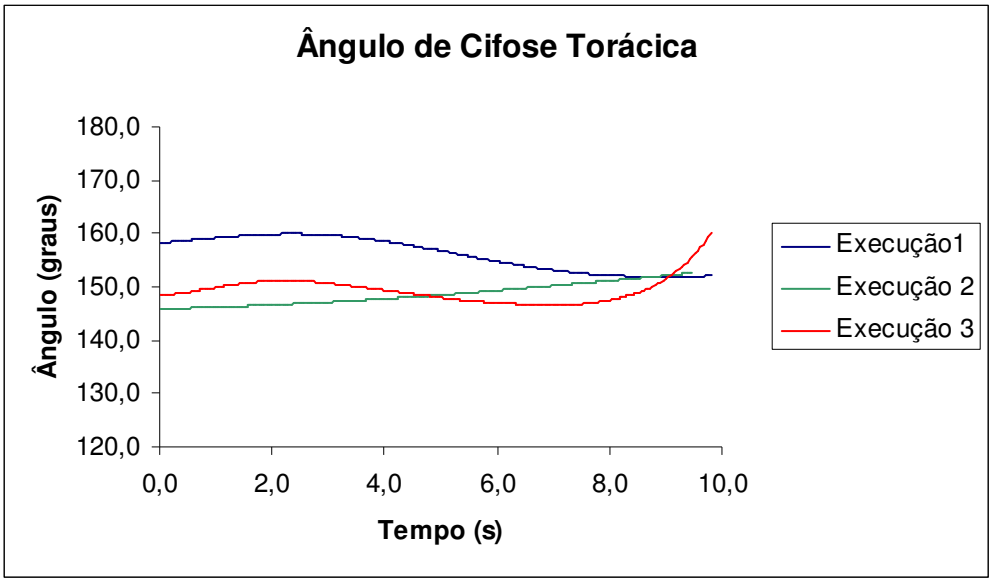


Gráfico 3: Variação Angular da Cifose Torácica em Relação ao Tempo do Atleta 1
Fonte: o autor

Nesta variável observou-se uma maior homogeneidade entre as três execuções do atleta 1. Esse fato, provavelmente, está relacionado com a menor mobilidade deste segmento da coluna que, segundo Kapandji (2000), tem os movimentos limitados pelo menor tamanho dos discos intervertebrais e pela presença do gradil costal.

4.1.5 ÂNGULO DE LORDOSE LOMBAR

Os valores angulares em graus obtidos pelo deslocamento dos segmentos correspondentes a esse ângulo no plano sagital do atleta 1 está demonstrada na tabela 5.

Tabela 5 – Valores correspondentes ao Ângulo de Lordose Lombar do Atleta 1

ATLETA 1	$\bar{x}$	**Âng Máx**	**Âng Mín**	**S**
Execução 1	180,3	183,1	178	1,25
Execução 2	179,4	183,3	170	3,65
Execução 3	174,93	185,71	168,35	3,54
Geral 1	**178,2**	**185,71**	**168,35**	**2,81**

Observa-se um valor médio de 178,24±2,81º, com ângulo máximo de 185,71º e um ângulo mínimo de 168,35º. O gráfico 4 mostra a variação do ângulo de lordose lombar na escora do atleta 1 em relação ao tempo em segundos.

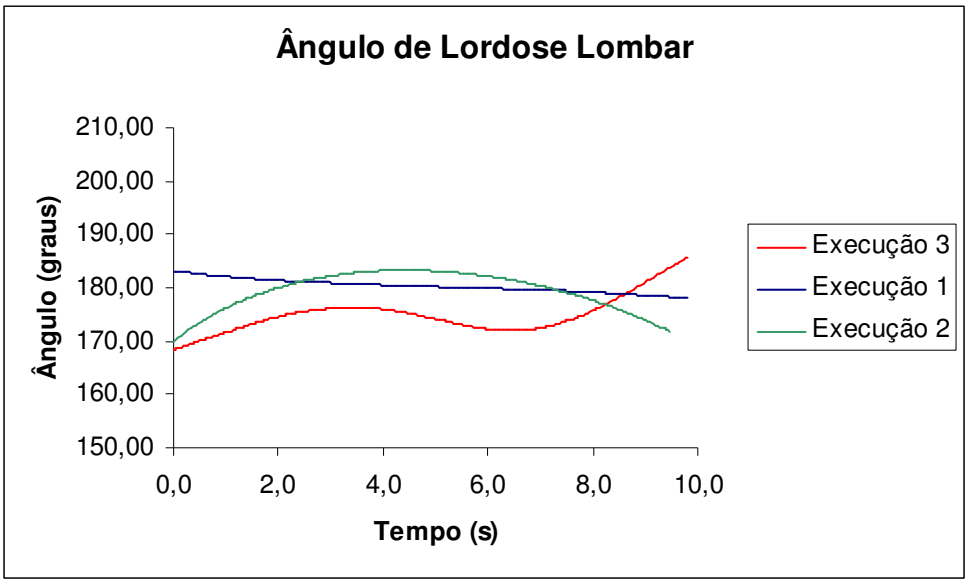


Gráfico 4: Variação Angular da Lordose Lombar em Relação ao Tempo do Atleta 1
Fonte: o autor

Nesta variável volta a observar-se uma movimentação mais evidente na terceira execução em relação às duas primeiras.

4.1.6 ÂNGULO DE ROTAÇÃO DO TRONCO

Os valores angulares em graus obtidos pelo deslocamento dos segmentos correspondentes a esse ângulo no plano transversal do atleta 1 está demonstrada na tabela 6.

Tabela 6 – Valores correspondentes ao Ângulo de Rotação do Tronco do Atleta 1

ATLETA 1	$\bar{x}$	**Âng Máx**	**Âng Mín**	**S**
Execução 1	-3,59	2,33	-18,59	5,6
Execução 2	8,5	28,6	-10,5	13,57
Execução 3	5,93	13,95	-5,57	4,15
Geral 1	**3,6**	**28,6**	**-18,59**	**7,78**

Observa-se um valor médio de 3,6±7,78º, com ângulo máximo de 28,6º e um ângulo mínimo de -18,59º. O gráfico 5 mostra a variação do ângulo de rotação do tronco na escora do atleta 1 em relação ao tempo em segundos.

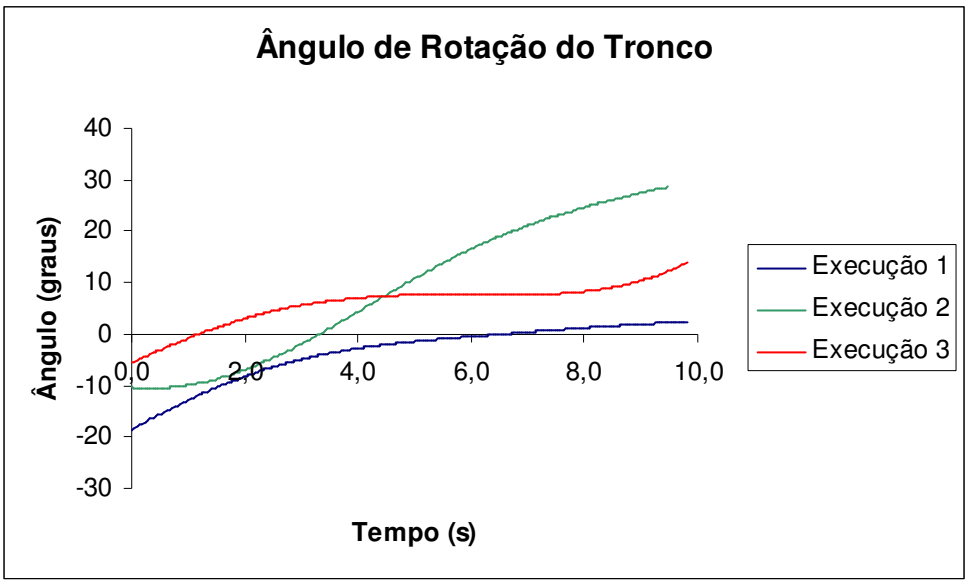


Gráfico 5: Variação Angular da Rotação do Tronco em Relação ao Tempo do Atleta 1
Fonte: o autor

Pôde-se observar uma variação mais homogênea entre as execuções nesta variável em relação à anterior. Nota-se, também, que o atleta um teve boa movimentação de giro de tronco. Além disso, o atleta apresentou valores positivos e negativos nesta variável. Valores negativos nesse caso indicam rotações do tronco, afim de, permitir que o atleta possa visualizar a popa do barco e os positivos, o contrário.

4.1.7. ÂNGULO DE INCLINAÇÃO DO TRONCO

Os valores angulares em graus obtidos pelo deslocamento dos segmentos correspondentes a esse ângulo no plano frontal do atleta 1 está demonstrada na tabela 7.

Tabela 7 – Valores correspondentes ao Ângulo de Inclinação do Tronco do Atleta 1

ATLETA 1	$\bar{x}$	**Âng Máx**	**Âng Mín**	**S**
Execução 1	0,97	11,37	-8,85	6,12
Execução 2	8,2	15,4	2,97	4,85
Execução 3	3,54	14,33	-8,4	6,96
Geral 1	4,26	15,4	-8,85	5,98

Considerando-se a posição ortostática como 0º, valores negativos indicam inclinações de tronco em direção à popa do barco e valores positivos em direção à proa.

Observa-se um valor médio de 4,26±5,98º, com ângulo máximo de 15,4º e um ângulo mínimo de -8,85º. O gráfico 6 mostra a variação do ângulo de rotação do tronco na escora do atleta 1 em relação ao tempo em segundos.

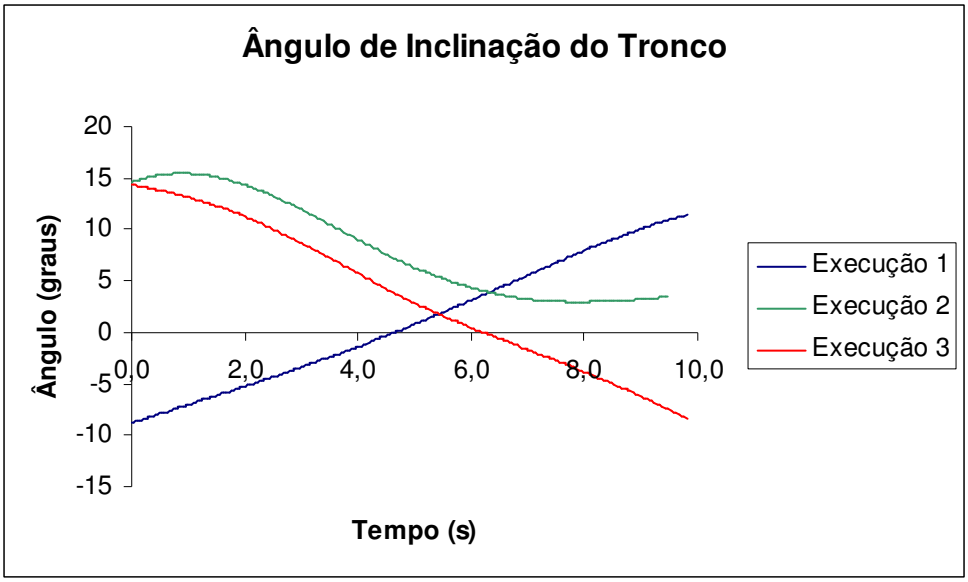


Gráfico 6: Variação Angular da Inclinação do Tronco em Relação ao Tempo do Atleta 1
Fonte: o autor

4.2 Dados do Atleta 2

4.2.1. CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS E ANTROPOMÉTRICAS

Na tabela 8 são demonstradas as características técnicas e os dados antropométricos do velejador 2.

Tabela 8 – Características técnicas e antropométricas do atleta 2

	VELEJADOR 2
IDADE	27
CLASSE	Snipe
ESTATURA (m)	1,68
MASSA (Kg)	89,2
IMC	31,6
NÍVEL COMPETITIVO	Nacional

No atleta dois observou-se baixa estatura e massa alta, esse aumento de peso, segundo o atleta, acontece na tentativa de compensação, visando gerar um maior momento de força. Este biótipo atrapalharia bastante a performance em barcos Laser. Todavia, segundo Schimidt (1990), a classe Snipe apresenta barcos maiores, é velejado em duplas e tem uma série de controles secundários que permitem uma variação maior nos perfis antropométricos dos velejadores.

4.2.2 MOMENTO DA FORÇA DE ESCORA

A variação do momento da força de escora (ME) em N.m obtida pelo deslocamento do centro de gravidade (cg) do velejador 2 está demonstrada na tabela 9.

Tabela 9 – Valores correspondentes ao Momento de Escora do Atleta 2

ATLETA 2	$\bar{x}$	**ME Máx**	**ME Mín**	**S**
Execução 1	862,11	895,2	833,88	23,4
Execução 2	833,53	953,09	791,9	46,79
Execução 3	870,69	897,02	814,68	20,43
Geral 2	**855,44**	**953,09**	**791,9**	**30,21**

Observou-se um valor médio de 855,44±30,21 N.m, com momento máximo de 953,09 N.m e momento mínimo de 791,9 N.m. O gráfico 7 mostra a variação do momento de escora do atleta 1 em relação ao tempo em segundos.

No gráfico pode-se visualizar uma maior variação de momento em relação ao tempo neste atleta nas execuções dois e três. Já na primeira execução observa-se um padrão de movimentação um pouco menor com tendência à movimentos mais discretos.

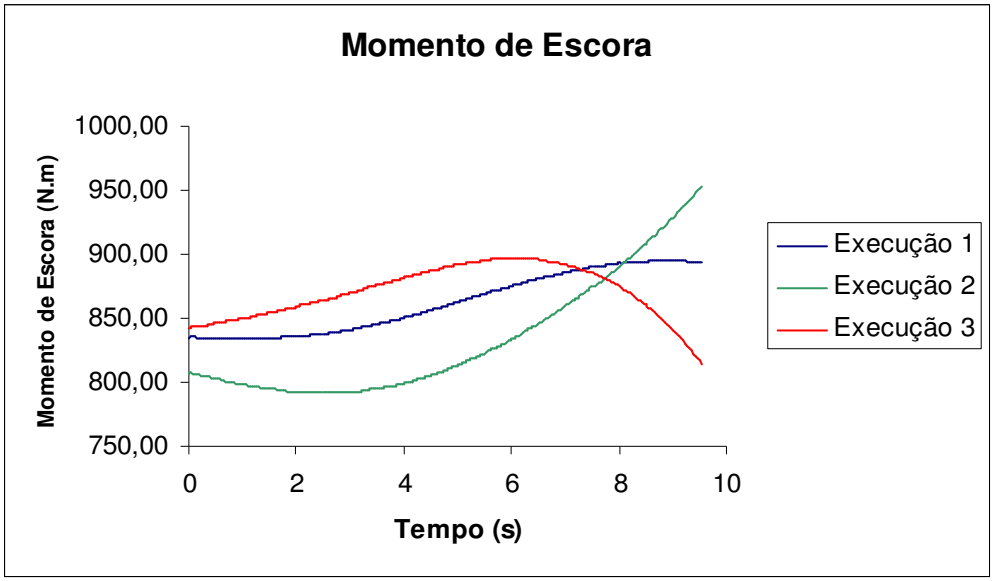


Gráfico 7 – Momento de Escora do Velejador 2 em Relação ao Tempo
Fonte: o autor

4.2.3 ÂNGULO DE FLEXÃO DA CABEÇA

Os valores angulares em graus obtidos pelo deslocamento dos segmentos correspondentes a esse ângulo no plano sagital do atleta 2 está demonstrada na tabela 10.

Tabela 10 – Valores correspondentes ao Ângulo de Flexão da Cabeça do Atleta 2

ATLETA 2	$\bar{x}$	**Âng Máx**	**Âng Mín**	**S**
Execução 1	107,41	117,18	101,51	4,81
Execução 2	107,05	115,2	101,84	4,10
Execução 3	117,77	131,61	111,11	5,75
Geral 2	**110,74**	**131,61**	**101,51**	**4,89**

Obteve-se um valor médio de 110,74±4,89º, com ângulo máximo de 131,61º e um ângulo mínimo de 101,51º. O gráfico 8 mostra a variação do ângulo de flexão do tronco do atleta 3 em relação ao tempo em segundos.

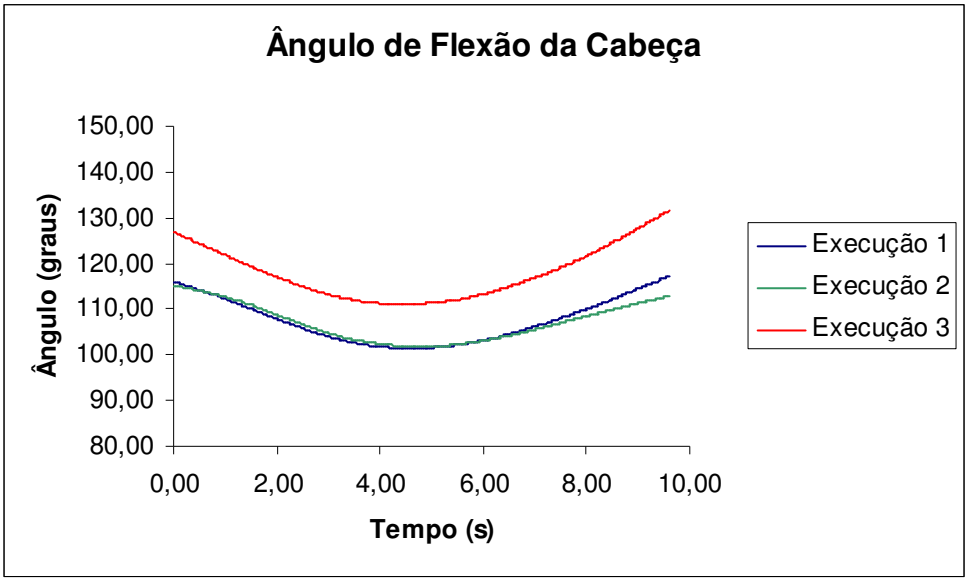


Gráfico 8: Variação Angular da Flexão da Cabeça em Relação ao Tempo do Atleta 2
Fonte: o autor

Nesta variável observa-se um padrão de movimentação semelhante entre as execuções. Porém, a terceira execução teve valores maiores para essa variável.

4.2.4 ÂNGULO DE CIFOSE TORÁCICA

Os valores angulares em graus obtidos pelo deslocamento dos segmentos correspondentes a esse ângulo no plano sagital do atleta 2 está demonstrada na tabela 11.

Tabela 11 – Valores correspondentes ao Ângulo de Cifose Torácica do Atleta 2

ATLETA 2	$\bar{x}$	**Âng Máx**	**Âng Mín**	**S**
Execução 1	154,1	155,66	151,58	1,42
Execução 2	154,7	156,61	151,27	1,53
Execução 3	149,5	152,7	146,76	1,92
Geral 2	**152,77**	**156,61**	**146,76**	**1,62**

Foi obtido um valor médio de 152,77±1,62º, com ângulo máximo de 156,61º e um ângulo mínimo de 146,76º. O gráfico 9 mostra a variação do ângulo de cifose torácica na escora do atleta 2 em relação ao tempo em segundos.

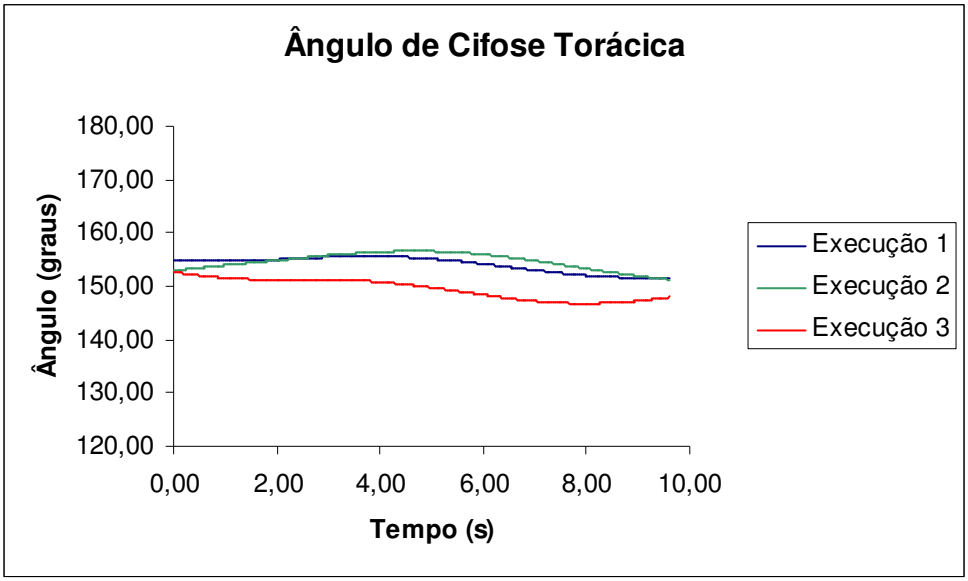


Gráfico 9: Variação Angular da Cifose Torácica em Relação ao Tempo do Atleta 2
Fonte: o autor

Observa-se um padrão de movimentação bastante homogêneo entre as execuções. Isso provavelmente está relacionado com a menor mobilidade, já citada, do segmento torácico da coluna.

4.2.5 ÂNGULO DE LORDOSE LOMBAR

Os valores angulares em graus obtidos pelo deslocamento dos segmentos correspondentes a esse ângulo no plano sagital do atleta 2 está demonstrada na tabela 12.

Tabela 12 – Valores correspondentes ao Ângulo de Lordose Lombar do Atleta 2

ATLETA 2	$\bar{x}$	**Âng Máx**	**Âng Mín**	**S**
Execução 1	168,02	168,84	167,43	0,38
Execução 2	175,85	179,56	174,27	1,44
Execução 3	166,2	166,97	163,04	0,95
Geral 2	**170,02**	**179,56**	**163,04**	**0,92**

Observa-se um valor médio de 170,02±0,92º, com ângulo máximo de 179,56º e um ângulo mínimo de 163,04º. O gráfico 10 mostra a variação do ângulo de lordose lombar na escora do atleta 2 em relação ao tempo em segundos.

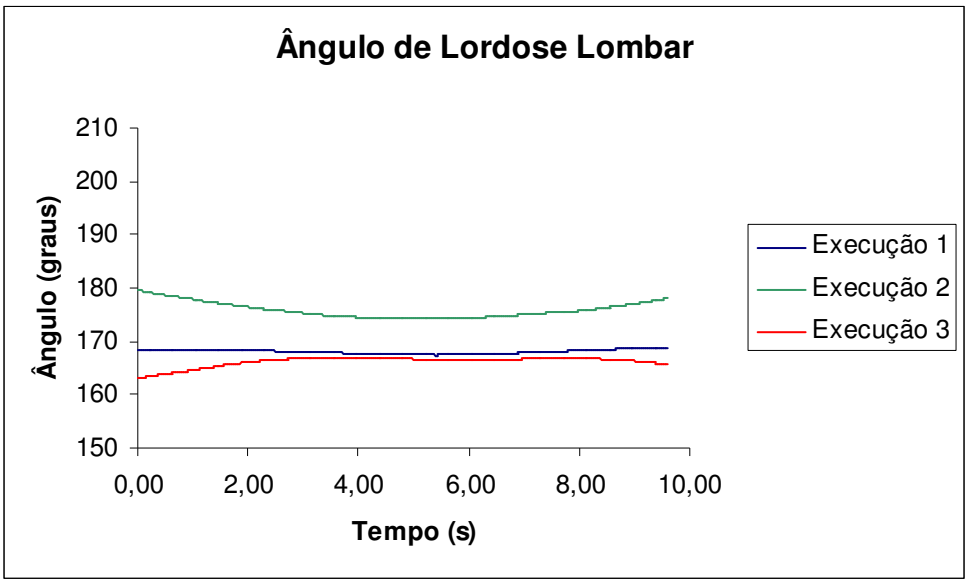


Gráfico 10: Variação Angular da Lordose Lombar em Relação ao Tempo do Atleta 2
Fonte: o autor

Pode-se observar pouca movimentação nessa variável durante as execuções no caso desse atleta. Também é notável no gráfico que a segunda execução teve ângulos mais altos, próximos da retificação desse segmento da coluna.

4.2.6 ÂNGULO DE ROTAÇÃO DO TRONCO

Os valores angulares em graus obtidos pelo deslocamento dos segmentos correspondentes a esse ângulo no plano transversal do atleta 2 está demonstrada na tabela 13.

Tabela 13 – Valores correspondentes ao Ângulo de Rotação do Tronco do Atleta 2

ATLETA 2	$\bar{x}$	Âng Máx	Âng Mín	S
Execução 1	-8,31	-6,27	-11,72	1,64
Execução 2	-10,52	-7,59	-18,03	2,88
Execução 3	-2,12	-0,87	-4,48	0,88
Geral 2	**-6,98**	**-0,87**	**-18,03**	**1,8**

Observa-se um valor médio de -6,98±1,8º, com ângulo máximo de 0,87º e um ângulo mínimo de -18,59º. O gráfico 11 mostra a variação do ângulo de rotação do tronco na escora do atleta 2 em relação ao tempo em segundos.

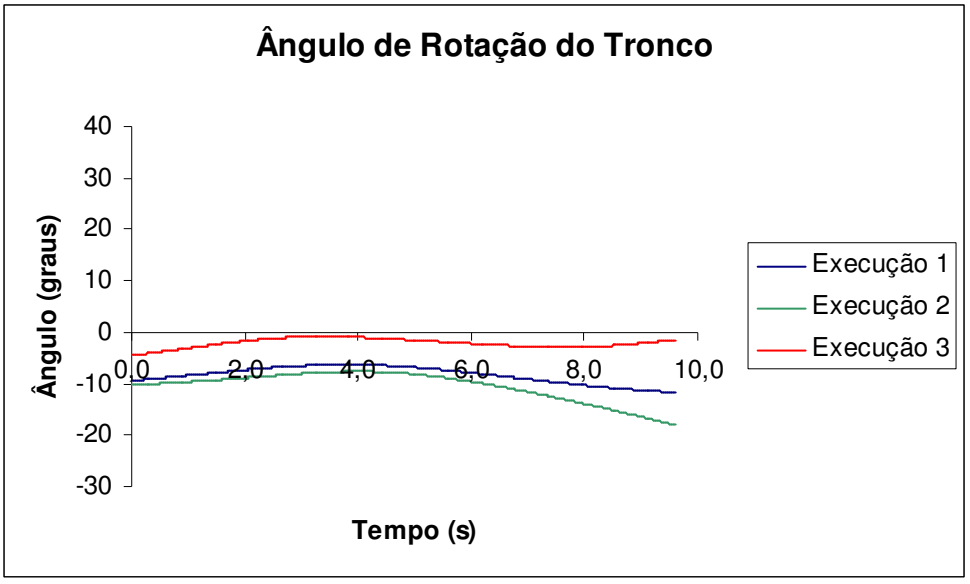


Gráfico 11: Variação Angular da Rotação do Tronco em Relação ao Tempo do Atleta 2
Fonte: o autor

Notou-se uma variação homogênea entre as execuções nesta variável e também pouca variação de valores nas três execuções.

4.2.7. ÂNGULO DE INCLINAÇÃO DO TRONCO

Os valores angulares em graus obtidos pelo deslocamento dos segmentos correspondentes a esse ângulo no plano frontal do atleta 2 está demonstrada na tabela 14.

Tabela 14–Valores correspondentes ao Ângulo de Inclinação do Tronco do Atleta 2

ATLETA 2	$\bar{x}$	Âng Máx	Âng Mín	S
Execução 1	4,93	11,29	2,64	2,22
Execução 2	-20,20	-14,03	-22,09	2,016
Execução 3	20,16	27,1	17,38	2,65
Geral 2	1,63	27,1	-22,09	2,3

Observa-se um valor médio de 1,63±2,3º, com ângulo máximo de 27,1º e um ângulo mínimo de -22,09º. O gráfico 12 mostra a variação do ângulo de rotação do tronco na escora do atleta 2 em relação ao tempo em segundos.

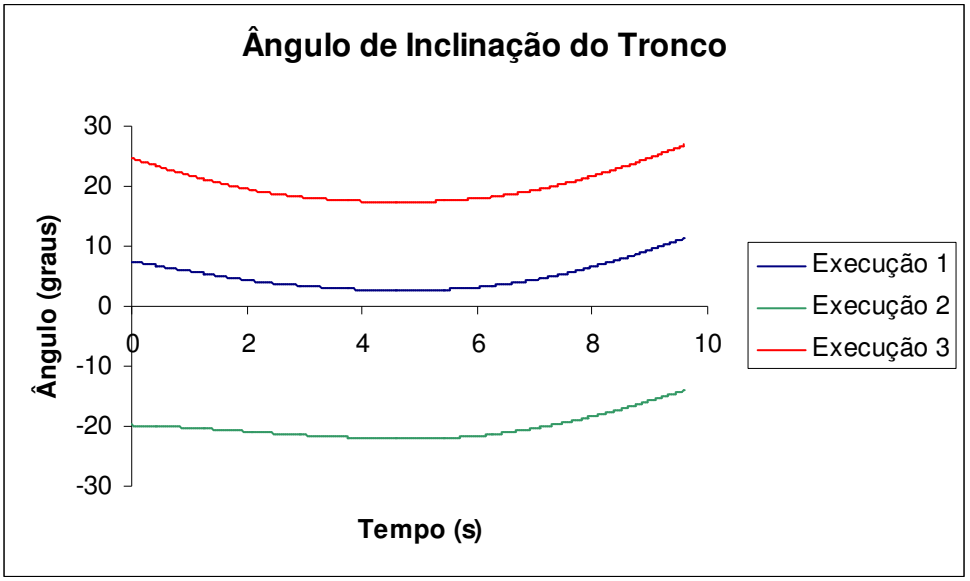


Gráfico 12: Variação Angular da Inclinação do Tronco em Relação ao Tempo do Atleta 2
Fonte: o autor

Nesta variável, pode se notar uma pequena variação de posicionamento dentro das execuções, porém, é notável também a diferença de valores entre as 3 execuções, com padrão de posição bastante distinto.

4.3 Dados do Atleta 3

4.3.1. CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS E ANTROPOMÉTRICAS

Na tabela 15 são demonstradas as características técnicas e os dados antropométricos do velejador 3.

Tabela 15 – Características técnicas e antropométricas do atleta 3

	VELEJADOR 3
IDADE	17
CLASSE	Laser Radial
ESTATURA (m)	1,83
MASSA (Kg)	62,2
IMC	18,5
NÍVEL COMPETITIVO	Nacional

O atleta 3 é notadamente leve para sua estatura e seu IMC também é baixo segundo os referenciais da OMS. Porém, sua classe, a classe Laser Radial, tem barcos menores, tanto em termos de casco, quanto em termos de área vélica, em relação ao Laser Standard e o Snipe. Esse barco é utilizado como barco intermediário para a posterior troca para o Laser Standard e a maior predominância em provas é de atletas jovens recém saídos da classe Optimist, sendo que as competições do naipe masculino nesta classe aceitam apenas atletas entre 16 e 18 anos (ISAF, 2001). Durante esta fase o atleta ganha peso e posteriormente migra da forma acima citada.

4.3.2 MOMENTO DA FORÇA DE ESCORA

A variação do momento da força de escora (ME) em N.m obtida pelo deslocamento do centro de gravidade (cg) do velejador 3 está demonstrada na tabela 15.

Tabela 16 – Valores correspondentes ao Momento de Escora do Atleta 3

ATLETA 3	$\bar{x}$	**ME Máx**	**ME Mín**	**S**
Execução 1	668,80	707,91	650,5	14,83
Execução 2	668,98	671,88	666,38	2,05
Execução 3	675,86	690,81	666,07	7,3
Geral 3	**671,21**	**707,91**	**650,5**	**8,06**

Observou-se um valor médio de 671,21±8,06 N.m, com momento máximo de 707,91 N.m e momento mínimo de 650,5 N.m. O gráfico 13 mostra a variação do momento de escora do atleta 1 em relação ao tempo em segundos.

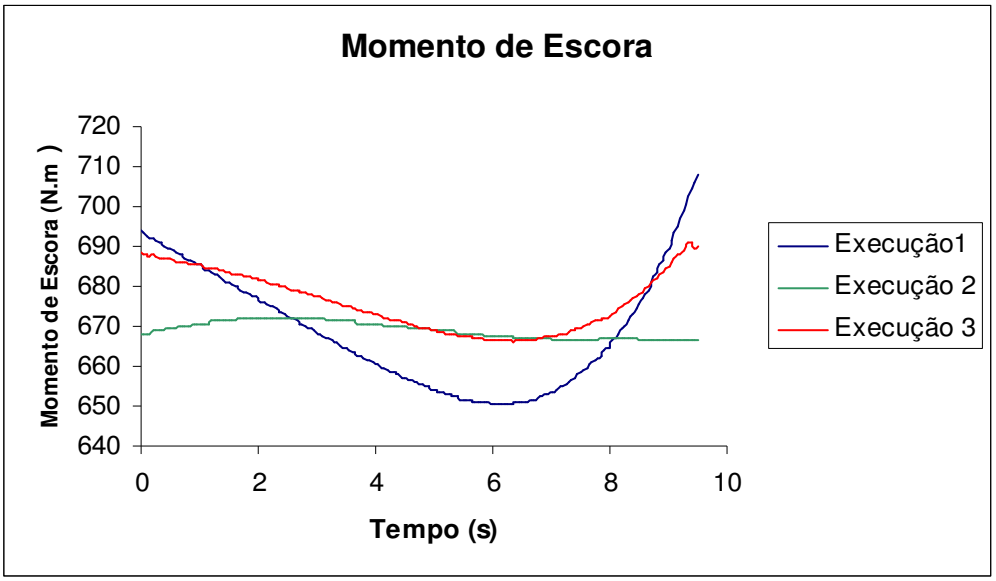


Gráfico 13 – Momento de Escora do Velejador 3 em Relação ao Tempo
Fonte: o autor

No gráfico pode-se visualizar uma maior variação de momento em relação ao tempo neste atleta na execução um. Já na segunda execução observa-se um padrão de movimentação menor com tendência à movimentos mais discretos. Na terceira execução a movimentação foi mais discreta que na primeira e mais presente do que na segunda.

4.3.3 ÂNGULO DE FLEXÃO DA CABEÇA

Os valores angulares em graus obtidos pelo deslocamento dos segmentos correspondentes a esse ângulo no plano sagital do atleta 3 está demonstrada na tabela 16.

Tabela 17 – Valores correspondentes ao Ângulo de Flexão da Cabeça do Atleta 3

ATLETA 3	$\bar{x}$	**Âng Máx**	**Âng Mín**	**S**
Execução 1	129,42	141,36	100,23	11,28
Execução 2	111,6	128,2	101,8	7,09
Execução 3	124,53	131,81	105,02	7,63
Geral 3	**121,87**	**141,36**	**100,23**	**8,67**

Obteve-se um valor médio de 121,87±8,67º, com ângulo máximo de 141,36º e um ângulo mínimo de 100,23º. O gráfico 14 mostra a variação do ângulo de flexão da cabeça do atleta 3 em relação ao tempo em segundos.

O gráfico mostra um padrão bastante distinto entre as execuções, sendo que a primeira execução demonstra a maior movimentação entre as três.

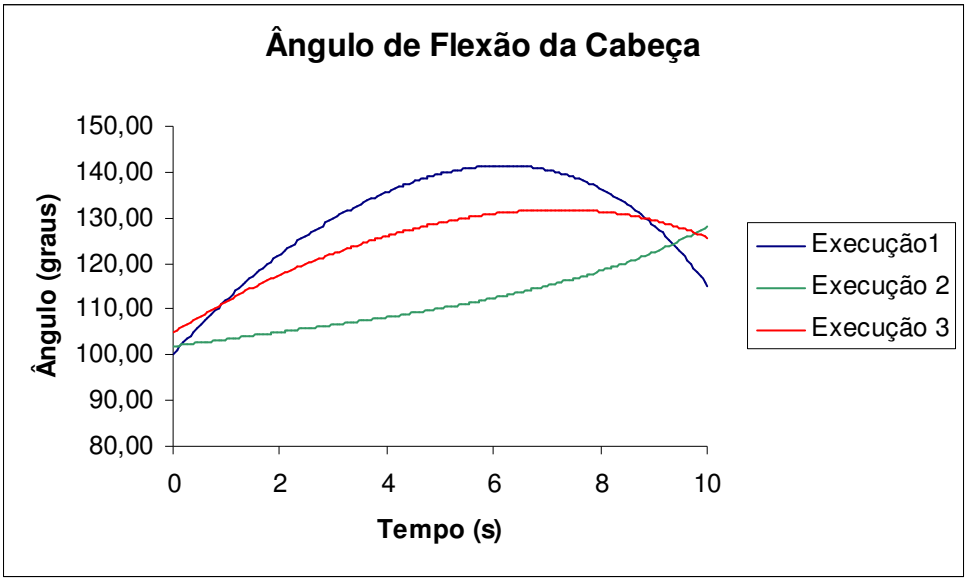


Gráfico 14: Variação Angular da Flexão da Cabeça em Relação ao Tempo do Atleta 3
Fonte: o autor

4.3.4 ÂNGULO DE CIFOSE TORÁCICA

Os valores angulares em graus obtidos pelo deslocamento dos segmentos correspondentes a esse ângulo no plano sagital do atleta 3 está demonstrada na tabela 17.

Tabela 18 – Valores correspondentes ao Ângulo de Cifose Torácica do Atleta 3

ATLETA 3	$\bar{x}$	**Âng Máx**	**Âng Mín**	**S**
Execução 1	157	171,77	150,23	6,05
Execução 2	161,58	170,96	155,04	5,02
Execução 3	156,29	166,93	153,77	2,78
Geral 3	**158,29**	**171,77**	**150,23**	**4,62**

Foi obtido um valor médio de 158,29±4,62º, com ângulo máximo de 171,77º e um ângulo mínimo de 150,23º. O gráfico 15 mostra a variação do ângulo de cifose torácica na escora do atleta 3 em relação ao tempo em segundos.

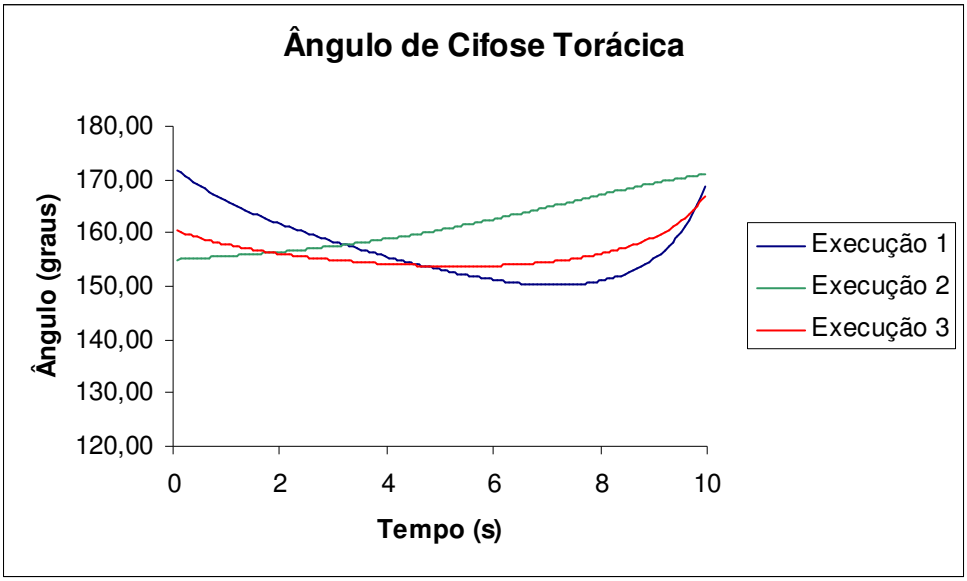


Gráfico 15: Variação Angular da Cifose Torácica em Relação ao Tempo do Atleta 3
Fonte: o autor

Observa-se, novamente nesta variável, a pouca mobilidade do segmento torácico na execução da escora dos velejadores. Foi observada uma variação de cerca de 20º entre o ângulo máximo e o mínimo nas três execuções.

4.3.5 ÂNGULO DE LORDOSE LOMBAR

Os valores angulares em graus obtidos pelo deslocamento dos segmentos correspondentes a esse ângulo no plano sagital do atleta 3 está demonstrada na tabela 18.

Tabela 19 – Valores correspondentes ao Ângulo de Lordose Lombar do Atleta 3

ATLETA 3	$\bar{x}$	**Âng Máx**	**Âng Mín**	**S**
Execução 1	158,54	180,73	150,23	8,01
Execução 2	172,57	176,27	167,98	3,15
Execução 3	161,55	170,25	159,03	2,77
Geral 3	**164,22**	**180,73**	**150,23**	**4,64**

Observa-se um valor médio de 164,22±4,64º, com ângulo máximo de 180,73º e um ângulo mínimo de 150,23º. O gráfico 16 mostra a variação do ângulo de lordose lombar na escora do atleta 3 em relação ao tempo em segundos.

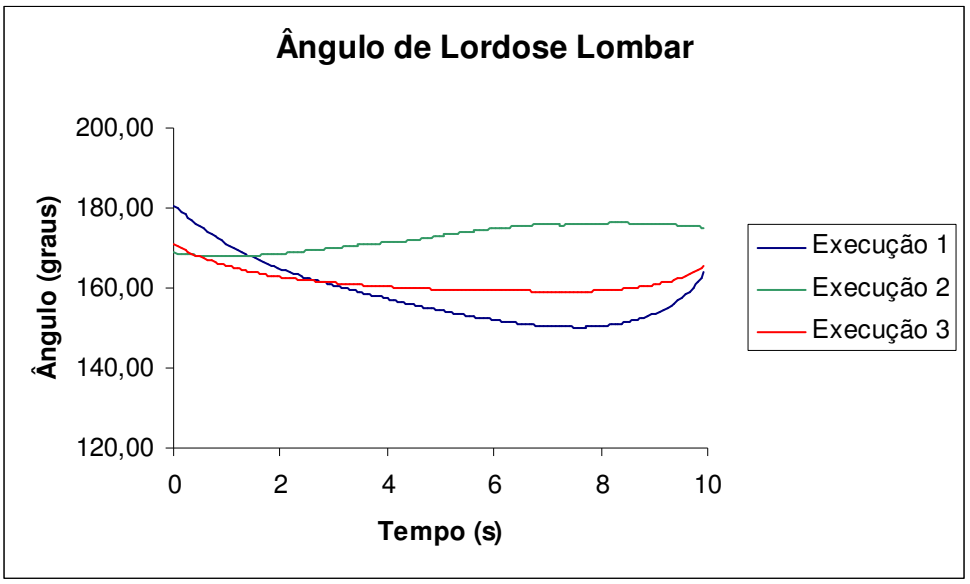


Gráfico 16: Variação Angular da Lordose Lombar em Relação ao Tempo do Atleta 3
Fonte: o autor

Visualizando-se os valores obtidos nesta análise é possível notar que não há um padrão semelhante de movimentos nas três execuções. Observa-se também uma maior variação angular pelo tempo na execução 1 em relação às demais.

4.3.6 ÂNGULO DE ROTAÇÃO DO TRONCO

Os valores angulares em graus obtidos pelo deslocamento dos segmentos correspondentes a esse ângulo no plano transversal do atleta 3 está demonstrada na tabela 19.

Tabela 20 – Valores correspondentes ao Ângulo de Rotação do Tronco do Atleta 3

ATLETA 3	$\bar{x}$	Âng Máx	Âng Mín	S
Execução 1	-5,92	-1,13	-15,63	4,26
Execução 2	-4,5	-1,8	-7,9	1,8
Execução 3	-7,21	-5,29	-11,08	1,69
Geral 3	**-5,88**	**-1,13**	**-15,63**	**2,59**

Observa-se um valor médio de -5,88±2,59º, com ângulo máximo de -1,13º e um ângulo mínimo de -15,63º. O gráfico 17 mostra a variação do ângulo de rotação do tronco na escora do atleta 3 em relação ao tempo em segundos.

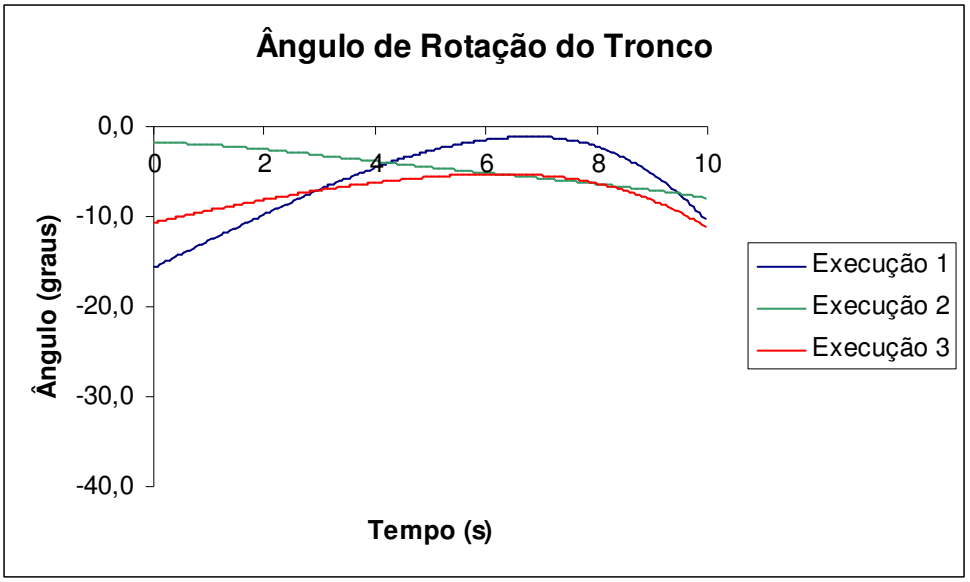


Gráfico 17: Variação Angular da Rotação do Tronco em Relação ao Tempo do Atleta 3
Fonte: o autor

É possível observar que a execução 1 é novamente a com maior variação angular em relação ao tempo. Também se pode notar que não há um padrão semelhante na movimentação entre as execuções, embora hajam valores angulares parecidos entre as execuções.

4.3.7. ÂNGULO DE INCLINAÇÃO DO TRONCO

Os valores angulares em graus obtidos pelo deslocamento dos segmentos correspondentes a esse ângulo no plano frontal do atleta 3 está demonstrada na tabela 20.

Tabela 21- Valores correspondentes ao Ângulo de Inclinação do Tronco do Atleta 3

ATLETA 3	$\bar{x}$	Âng Máx	Âng Mín	S
Execução 1	-9,69	-6,47	-17,61	3,11
Execução 2	-10,76	-8,29	-19,61	3,12
Execução 3	-6,22	-3,38	-14,61	3,02
Geral 3	**-8,89**	**-3,38**	**-19,61**	**3,08**

Observa-se um valor médio de -8,89±, com ângulo máximo de -3,38º e um ângulo mínimo de -19,61º. O gráfico 18 mostra a variação do ângulo de rotação do tronco na escora do atleta 3 em relação ao tempo em segundos.

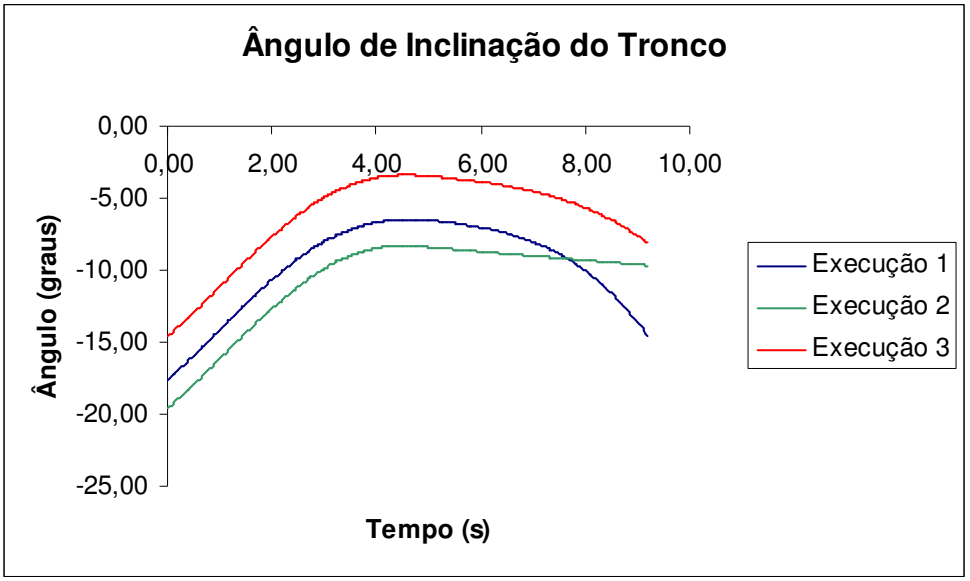


Gráfico 18: Variação Angular da Inclinação do Tronco em Relação ao Tempo do Atleta 3
Fonte: o autor

Nota-se que há um padrão semelhante na movimentação entre as execuções, sendo que, a execução 3 apresenta valores maiores em relação às duas primeiras. Além disso, todos os valores obtidos foram negativos, ou seja, durante todas as execuções o velejador permaneceu com inclinação em direção à popa do barco.

5. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

5.1 Características Técnicas e Antropométricas

As características antropométricas são muito importantes para a navegação de competição, principalmente em barcos de classes individuais. Estatura e peso são fundamentais para a manutenção e melhor eficiência da escora, pois são juntamente com a boa técnica valores diretamente envolvidos com o momento de escora gerado pelo atleta.

Le Deroff e Iachkine (2001) afirmam que velejadores com estatura e massa abaixo de 1,80m e 80 kg, para a classe Laser Standard, teriam sérias dificuldades para manter-se na classe, especialmente, pelo fato da área vélica deste barco ser relativamente grande em relação ao barco. Isso faz com que a escora seja de suma importância para evitar a adernação excessiva do barco e, por conseqüência, manter a boa velocidade. Já atletas pesados demais causam arrasto excessivo na perna de sotavento o que também diminui a velocidade.

Os mesmos autores colocam, ainda, a estatura de 1,86m e a massa de 79 kg como biótipo ideal para a prática em barcos monotipo. Esse fato permitiria um bom desempenho de escora nas pernas de regata de contra vento e través, devido ao bom braço de momento gerado, e um arrasto menor do barco, devido ao menor peso, na perna de sotavento.

5.2 Momento da Força de Escora

O momento da força de escora como já descrito anteriormente é o momento gerado pelo velejador nesta manobra a fim de controlar a adernação do barco. Estudos anteriores realizaram a análise desta variável de formas diferentes. Putnan (1979) verificou a distância

de escora de 10 velejadores norte-americanos, em três diferentes posturas, através de cálculo do momento gerado em uma plataforma tridimensional colocada sob um banco de escora. Esta pesquisa encontrou valores entre 0,74m e 1,23m, com o valor médio do peso dos velejadores de 725 N. Mesmo que esta pesquisa não tenha demonstrado os valores do ME, é possível estimar que o momento de escora destes atletas tenha variado aproximadamente entre 536 e 891 N.m.

Já Le Deroff e Iachkine (2001) observaram, em uma pesquisa que avaliou dois atletas franceses da classe laser, momentos de escora médios entre 610 e 810 N.m. Este estudo foi realizado, em laboratório, através de análises fotográficas em duas posições de escora, uma mais agrupada e outra mais estendida. Foi utilizada uma espécie de cinta presa à região abdominal para reconhecer o posicionamento do CG e a coluna foi considerada como um segmento fixo. Blackburn (1994), também em laboratório e usando um banco de escora, encontrou, em sua avaliação com atletas da elite da classe Laser australiana, momentos de escora próximos de 800 N.m, variando para mais ou menos de acordo com altura e peso dos atletas.

5.3 Ângulo de Flexão da Cabeça

A flexão da cabeça segundo Palastanga, Field e Soames (2000) é o movimento de direcionamento anterior da cabeça no plano sagital. O posicionamento de flexão da cabeça na vela é bastante cotidiano durante a escora, segundo Bojsen-Møller & Bojsen-Møller (1999), pois durante esse gesto o atleta deve manter sua atenção no controle da vela, além de observar as variações climáticas, da correnteza e da regata em si. Logo, a cabeça deve manter-se erguida durante o gesto.

Os dados demonstram que esse ângulo não é fixo, logo, as contrações musculares, principalmente dos músculos esternocleidomastoídeos, principais efetores desse movimento segundo Kendall *et al.* (1995) não são isométricas, e sim "quasi-isométricas" corroborando com Legg *et al.* (1997), uma vez que, há pequena variação da distância entre a origem e a inserção desses músculos.

Esse movimento, segundo Kapandji (2000), provoca um aumento da pressão intradiscal posterior e se realizado de forma prolongada, pode provocar estresses no ânulo fibroso dos discos intervertebrais causando hérnia discal cervical. Além disso, o posicionamento contínuo pode provocar desgaste da Articulação Temporomandibular (ATM), o que também pode ser prejudicial ao desempenho atlético. Logo, um trabalho terapêutico e preventivo pode ser bastante útil no aparecimento desses acometimentos. Os músculos esternocleidomastoídeos quando contraturados provocam um quadro clínico comum chamado torcicolo. Alongamentos e Fortalecimentos desses músculos podem ajudar a evitar espasmos e melhorar o controle muscular dessa estrutura.

5.4 Ângulo de Cifose Torácica

Kapandji (2000) afirma que o segmento torácico é o menos móvel da coluna devido ao pequeno tamanho do disco intervertebral, que tem cerca de 1/6 do tamanho médio das vértebras torácicas, e à presença do gradil costal que também limita os movimentos.

Os valores obtidos nesse estudo podem ser considerados dentro da normalidade segundo a Scoliosis Research Society (2004) e Korovessis *et al* (2001) que consideram valores, para a curvatura torácica, entre 160º e 140º como normais.

5.5 Ângulo de Lordose Lombar

O ângulo de lordose lombar é o maior ângulo sagital entre o platô da última vértebra lombar e o platô superior da primeira vértebra lombar ou torácica limite (SACCO *et al*, 2003).

Os valores obtidos na pesquisa são considerados acima do normal para essa curvatura uma vez que Damasceno *et al* (2006), num estudo com 207 jovens entre 18 e 30 anos, considera o valor médio de 136,61±10,93º como lordose natural fisiológica. Outros autores, como Cheng *et al* (1998); Korovessis *et al* (1998); Tuzin *et al.* (1999); Guigui *et al* (2003), encontraram ângulos semelhantes pra essa variável, 138,05º; 134,3º; 134,15º; 137º, respectivamente.

Valores maiores que os supra descritos são considerados retificações lombares associadas à postura naturalmente cifótica admitida pelo velejador de barcos monocasco na escora. Bojsen-Møller e Bojsen-Møller (1999), consideram essa postura como grande fator de risco para lesões na coluna lombar. Kapandji (2000) refere que a postura cifótica pode provocar compressão anterior dos discos intervertebrais fato que aumenta a pressão intradiscal posterior, podendo provocar prolapso do núcleo pulposo do disco, ou seja, hérnia discal lombar.

Grandes e rápidas variações angulares nessa curvatura, características de instabilidade lombar, também podem ser fatores de risco para lesões, segundo Spurway (1999). Vasconcelos (2004) refere que o aumento do atrito entre as facetas causado por esta instabilidade pode causar micro fraturas por estresse nas facetas articulares típicas de espondilólise. Se não houver bom controle da musculatura abdominal na postura de escora geralmente, segundo Maisseti *et al* (2002), há uma ação excessiva do músculo iliopsoas,

para controlar esse gesto, fato que traciona as vértebras lombares anteriormente. Segundo Vasconcelos (2004) essa ação pode levar ao deslizamento anterior da vértebra, condição conhecida como espondilolistese.

Para Spurway (1999) um bom trabalho de ganho e manutenção da resistência abdominal deve ser prescrito afim de, manter a boa postura nesse gesto. Além disso, alongamentos da cadeia muscular posterior e iliopsoas também ajudam a diminuir o risco complicações lombares.

5.6 Ângulo de Rotação do Tronco

O ângulo de rotação do tronco é o ângulo que quantifica o movimento de torção do tronco, que ocorre no plano transversal, em torno do eixo vertical (PALASTANGA, FIELD & SOAMES, 2000). Os movimentos rotacionais do tronco, que têm predominância positiva nos valores servem para que o atleta possa realizar a escora visualizando a frente do barco e a rota na qual está seguindo. Da mesma forma, números negativos podem ser relacionados com a observação dos ajustes do leme e dos adversários. Associado a isso, Bojsen-Møller e Bojsen-Møller (1999), esse giro de tronco pode ser feito, também, na tentativa de estabilizar alterações e giros provocados pelas ondas, no eixo frontal, ou látero-lateral.

Segundo Kapandji (2000), a rotação axial do tronco é muito restrita na região lombar, sendo de no máximo 5º em toda coluna lombar. Já na coluna torácica o movimento é bem mais presente, devido ao posicionamento das apófises articulares, podendo atingir até 35º. Esses movimentos rotacionais do tronco quando executados em excesso, segundo Caillet (1981), são potencialmente prejudiciais ao disco intervertebral, podendo causar

lesões por cisalhamento no ânulo fibroso dos mesmos, fator causador de dores lombares em atletas, por ser essa região a menos móvel nesse caso.

5.7 Ângulo de Inclinação do Tronco

No caso desta variável observou-se uma variação angular maior em relação as demais, não em valores absolutos, mas em relativos, uma vez que, Kapandji (2000) afirma que a amplitude máxima deste ângulo é de no máximo 40º para ambos os lados, sendo 20º de mobilidade da coluna lombar e mais 20º da coluna torácica.

Embora com valores médios próximos de zero e desvios padrões médios baixos, o que caracteriza pouca movimentação durante as execuções, pode se observar valores máximos e mínimos próximos dos limites de mobilidade apresentados acima.

Essas inclinações, assim como as rotações, segundo Bojsen-Møller e Bojsen-Møller (1999), visam à geração de momento de endireitamento do barco no eixo no eixo frontal, ou látero-lateral, uma vez que giros provocados por ondas ou correnteza podem causar maior arrasto em relação à água, devido à popa ou a proa estar baixa demais em relação ao centro do barco provocando maior atrito.

Schutz (2006) em sua dissertação, com análises em situação real, já havia observado essa inclinação de tronco, porém, por impossibilidades técnicas não foi possível à quantificação dos ângulos. Esse foi um dos motivos pelo qual essa pesquisa tornou-se necessária.

6. CONCLUSÃO

Após a finalização do estudo algumas considerações devem ser feitas. A primeira delas é que as características antropométricas dos três velejadores foram bem diferentes. O primeiro sujeito demonstrou um IMC equilibrado entre estatura e massa, o segundo sujeito é desfavorecido em termos de estatura, porém, possui grande massa. Já o terceiro atleta demonstrou-se leve demais para sua estatura, entretanto, por ser mais jovem, 17 anos apenas, deve ganhar peso com o passar dos anos.

O cálculo do momento de escora mostrou valores parecidos entre o primeiro e o segundo velejador, onde o segundo conseguiu compensar a pouca distância do centro de gravidade em relação ao centro do eixo de giro do barco, com maior massa. Os valores obtidos foram compatíveis com os achados na literatura e considerados eficientes. O terceiro atleta, embora mais longilíneo, é ainda muito leve em relação aos outros avaliados, o que o prejudicou e fez com que seu momento de escora fosse consideravelmente mais baixo.

Esse estudo identificou movimentos e ajustes posturais realizados pelo tronco dos velejadores durante a escora. Com isso, foi comprovado que a escora não se caracteriza como postura estática. Os pequenos movimentos corporais realizados pelos atletas a fim de controlar e ajustar o barco na água devem ser considerados nos próximos estudos. Desta forma, analisar a escora utilizando-se o tronco como segmento ou haste fixa não se demonstra uma boa escolha para obter-se uma situação mais próxima da real.

No caso da avaliação dos ângulos do tronco obtiveram-se valores médios próximos, entre os três avaliados, em praticamente todas as variáveis analisadas, sendo que, os segmentos cervical-cabeça e lombar tiveram maior amplitude de movimento em relação ao

segmento torácico. Movimentos consideráveis de rotação e inclinação do tronco também foram presentes. Esses foram relacionados com a observação da popa e da proa do barco durante as regatas e com o momento de endireitamento do barco no eixo no eixo frontal a fim de evitar um maior arrasto em relação à água.

Observaram-se diferenças claras no padrão de movimentação e posicionamento entre os três atletas. O primeiro atleta, praticante da classe Laser Standard demonstrou maiores variações em termos de movimentos rotacionais e de inclinação do tronco. O segundo velejador, da classe Snipe, mostrou a escora com menor variação na movimentação que os outros dois atletas em todas as avaliações. E o terceiro atleta, da classe Laser Radial, mostrou maior amplitude nos movimentos avaliados no plano sagital. Essa variação nas características desse gesto pode estar relacionada com a classe de prática.

Por fim, sugerem-se estudos com maior amostra e com outras classes visando a obtenção de mais dados, a fim de, permitir uma maior compreensão dos padrões de movimento realizados pela coluna na escora. Além disso, o desenvolvimento de novas tecnologias que permitam avaliações em ambiente real pode permitir um maior entendimento desse gesto, bem como, aumentará a validade ecológica das avaliações.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABDEL-AZIZ, Y. I.; KARARA, H. M. Direct linear transformation from comparator coordinates into object-space coordinates. *In:* **Proceedings of Asp/Ui Symposium on Close-Range Photogrammetry Champaign**, 1971, p. 1-18.

ALLEN, J. B.; CODY, R. C.; DENT, A. T. C. A Prospective Pilot Study of Sailing in the Female Athlete. Overuse Injuries on the America Women's Team. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 76, i. 11, p. 1028-1029, Nov, 1995.

AMADIO A. C. **Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano**. São Paulo, EEFUSP,1996.

BEER, F. P. E JOHNSTON, E. R. **Mecânica Vetorial para Engenheiros –** Estática. 6 ed. v.1, Rio de Janeiro: McGraw-Hill, 1998.

BEILLOT, J.; ROCHCONGAR, P.; GOUARD, P.; SIMONET, J.; BRIEND, G.; LE BARS, R. Le rappel sur Finn: Approche biomecanique. **Cinésiologie,** v. 80, p. 179-191, 1981.

BESIER, T.; SANDERS, R. Analysis of Dynamic Trapeze Sailing Techniques. **Abstracts of International Society of Biomechanics in Sports Symposium XVII.** Stuttgart, 1999.

BIENFAIT, M. **Os Desequilíbrios Estáticos**. São Paulo: Summus, 1995.

BLACKBURN M.: Physiological responses to 90 minutes of simulated dinghy sailing. **Journal of Sports Sciences.** 12:383-390, 1994.

BOJSEN-MØLLER, F.; BOJSEN-MØLLER, J. Biomechanics of Sailing. In: SJOGAARD, G.; BANGSBO. **Sailing and Science** – In an Interdisciplinary Perspective. 1.ed. Copenhagen: Institute of Exercise and Sport Sciences University of Copenhagen, 1999. p.95-118.

BRICKMANN, P.; GROOTENBERG H. Change os disc height, radial disc bulge and intradiscal pressure from disectomy: an in vitro investigation in human lumbar disc. **Spine**, v. 16, p. 641-646, 1991.

BUENO, O. [2005]. **Sistemas e Padrões de Vídeo.** Disponível em: <http://www.vcolor.com.br/nova/sistemas.htm>. Acesso em: 25 abr 2005.

CALLIET, R. **Low Back Pain Syndrome**. 3rd ed. Philadelphia, PA: FA Davis; 1981.

CERVO, A. L.; BERVIAN, P. A. **Metodologia científica.** 4. ed. São Paulo: MAKRON Books, 1996. 209p.

CHENG, XG, SUM, Y, BOONEN, S, *et al*. Measurements of vertebral shape by radiographic morphometry: sex differences and relationships with vertebral level and lumbar lordosis. **Skeletal Radiology.** v.27, p. 380-384, 1998.

CIVITA, V. **Dicionário ilustrado de navegação a vela.** São Paulo: Abril Cultural, 1975.

CRAWFORD, H. J.; JULL, G. A. **The Influence of Thoracic Posture and Movement on Range of Arm Elevation.** Physiotherapy Theory and Practice, 9 (3): p. 143-148. 1993.

DALLA VECCHIA, E. **Modelo Metodológico Para Determinação de Forças Internas do Aparelho Locomotor Humano**. USP, 1997.

DAMASCENO, L; CATARIN, S; CAMPOS A; *et al.* Lordose lombar: estudo dos valores angulares e da participação dos corpos vertebrais e discos intervertebrais. **Acta Ortopédica Brasileira**. v.14, n.4, p. 193-198, 2006.

DÂNGELO, J. G.; FATTINI, C. **Anatomia humana sistêmica e segmentar:** para o estudante de medicina. 2. ed.São Paulo: Atheneu, 2002. 671p.

DE VITO, G. L.; DI FILIPPO, F.; MARCHETTI, M. Hiking mechanics in Laser athletes. **Medical Science Research,** v. 10(23), p. 859-861, 1993.

DUMORTIER, B.; IACHKINE, P. **Mesure du couple de rappel en 470.** 2001. Disponível em: <http://www.env.jeunesse-sports.fr>. Aceso em 26 de Julho de 2004.

GERTZ, A.; NABINGER, J. Biomecânica do Movimento. v.1 São Paulo: Manole, 1997.

GRIEVE, G. P. **Moderna Terapia Manual da Coluna Vertebral**. São Paulo: Panamericana, 1994.

GUIGUI P, LEVASSOR N, RILLARDON L, *et al*. Valeur physiologique des paramètres pelviens et rachidiens de l'equilibre sagital du rachis – analyse d'une série de 250 volontaires. **Reviste Chiropathic Orthopedique**. v. 89, p.496-506, 2003.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases biomecânicas do movimento humano.** Tradução: Lilia Breternitz Ribeiro. São Paulo: Manole, 1999. 532p. Tradução de: Biomechanical Basis of Human Movement (ingles).

HARRISON, J.; COLEMAN, S. The physiological strain of racing a small, singlehanded dinghy. **Journal of Sports Sciences**, v.5, p.79-80, 1987.

HOUAISS, A.; VILLAR, M. S.; FRANCO, F. M. M. **Dicionário Houaiss da língua portuguesa**. Rio. de Janeiro: Objetiva, 2001.

ISAF – INTERNATIONAL SAILING FEDERATION, [2001]. **ISAF Racing Rules of Sailing 2001-2004**. Disponível em: <http://www.isaf.org>. Acesso em: 10 abr. 2005.

KAPANJI, A. I. **Fisiologia articular.** Tradução: Soraya Pacheco da Costa. 5. ed. São Paulo: Panamericana, 2000. v.2. 280p. Tradução de: Physiologie Articulaire (francês).

KENDALL, F; MCCREARY, E; PROVANCE, P. **Músculos Provas e Funções.** 1. ed. São Paulo: Manole,1995, p. 122.

KODAK [2005]. Disponível em: <http://www.kodak.com/BR/pt/fotografia/>. Acesso em: 20 abr. 2005.

KOROVESSIS PG, STAMATAKIS MV, BAIKOUSIS AG. Reciprocal angulation of vertebral bodies in the sagittal plane in an asymptomatic Greek population. **Spine**. v.23 p.700-705, 1998.

KOROVESSIS P; PETSINIS G; PAPAZISIS Z. *et al.* Prediction of thoracic kyphosis using the Debrunner kyphometer. **Journal of Spinal Disorders**. v. 14, n1, pp. 67-72, 2001.

LATARGET, M; RUIZ LIARD, A. Coluna vertebral. In: ___. **Anatomia Humana.** 2. ed. São Paulo: Medicina Panamericana Editora Brasil Ltda, 1993. p. 29-49.

LE DEROFF, J. Y.; IACHKINE, P. **Mesure du couple de rappel en Laser.** 2001. Disponível em: <http://www.env.jeunesse-sports.fr>. Aceso em 26 de Julho de 2004.

LE GOFF, P. Biomécanique du rachis lombaire et navigation à voile. **Revue du Rhumatisme,** v. 55(5), p. 411-4, 1988.

LEGG, S. J.; MILLER, A. B.; SLYFIELD, D. *et al.*. Physical performance of elite New Zealand Olympic class sailor. **The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness.** v. 37 i.1, p. 41-49, 1997.

LEGG, S.; MACKIE, H. SMITH, P. Temporal patterns of physical activity in Olympic dinghy racing. **The Journal os Sports Medicine and Physical Fitness,** v. 39(4), p. 315-20, 1999.

LEGG, S. J.; PARK, N. Characteristic of twelve New Zealand champion Olympic class sailor. In: HUMAN PERFORMANCE IN SAILING CONFERENCE, Auckland. **Conference Proceedings of...,** Auckland: 2003. p. 53-57.

LEHMKUHL, L. D.; WEISS, E. L.; SMITH, L. K. **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom** 5. ed. São Paulo: Manole, p.418 – 440, 1997.

MACKIE H. W, LEGG S. J. Preliminary assessment of force demands in laser racing. **Journal of Science & Medicine in Sport**. v. 2 p. 78-85, 1999.

MAISSETI, O.; GUEVEL, A.; IACHKINE, P., *et al.* Le maintien de la position de rappel en dériveur solitaire. Aspects théoriques et propositions méthodologiques d'évaluation de la fatigue musculaire. **Science & Sports**. v. 17, p. 234-246, 2002.

MANSOUR, J.M., *et al.*. A three dimensional multi-segmental analysis of the energetics of normal and pathological human gait. **Journal of Biomechanics**. v. 15, p. 51-59. Feb, 1982.

MARCHETTI, M.; FIGURA, F.; RICCI, B. Biomechanics of two Fundamentals sailing postures. **Journal of Sports Medicine.** v. 20, p. 325-332, 1980.

MENEZES, F. S.; SCHÜTZ, G. R.; RUSCHEL, C. *et al.*. Incidência de lombalgias em velejadores de elite. **Revista Brasileira de Atividade Física e Saúde**, v.10 n.1, 2005.

MORAES, J.; NERY, C.; FONTEL, E., *et al.* Multidisciplinary assessment of the Brazilian Olympic Sailing Team. In: Human Performance in Sailing Conference, Auckland. **Conference Proceedings of…** Auckland, 2003. p. 92-95.

MORO, A. R. Análise do Sujeito na Postura Sentada em Três Diferentes Situações de Mobiliário Cadeira-Mesa Simulado em um Protótipo. **Kinein**. v.1 n.1. Dez, 2000.

NACHEMSON, A. L. Disc pressure measurements. **Spine**. v.6, p. 93-97, 1981.

NORDIN, M. WEINER, S. S. Biomechanics of the lumbar spine. In: **Basis Biomechanics of the Musculoskletal System**. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkings, 2001. p. 257-281.

PALASTANGA, N; FIELD, D; SOAMES, R. **Anatomia e movimento humano estrutura e função**. 3ª ed. São Paulo: editora Manole, 2000.

PEAK MOTUS SYSTEM [2005]. Vicon Peak Motus Software 3D.

PEQUINI, S. M. **Ergonomia aplicada ao Design de produtos**: Um estudo de caso sobre o Design de bicicletas. São Paulo: Dissertação (Mestrado em Arquitetura e Urbanismo). Universidade de São Paulo – USP, 2005.

PERES, C. P. A. **Estudo das sobrecargas posturais em fisioterapeutas:** uma abordagem biomecânica ocupacional. Florianópolis: Dissertação (Mestrado em Engenharia de Produção, área de concentração: Ergonomia). Universidade Federal de Santa Catarina – UFSC, 2002.

PRICE, C. J. S.; SPALDING, T. J. W.; MCKENZIE, C. Patterns of illness and injury encountered in amateur ocean yacht racing: an analysis of the British Telecom Round the World Yacht Race 1996–1997. **British Journal of Sports Medicine**. v36: 457-462. 2002.

PROUST SAILING [2005]. **Proust Sailing Web Site**. Disponível em: <http://www.proust-sailing.com> Acesso em: 04 abr. 2005. 2 fot. color.

PUTNAM C. A. A mathematical model of hiking positions in a sailing dinghy**. Medicine and Science in Sports**. v.11 i.3: 288-92. Fall, 1979.

RIECKERT, H.; SIEWERS, M. Sportmedizinische Aspekte Beim Segeln. **Deutsches Ärzteblatt.** v. 96. n. 9. März, 1999.

ROESLER, H.; HAUPENTHAL, A.; SCHUTZ, G. R. Proposal of dynamometric method for evaluation of the hiking in sailing athlete, 2005. No prelo.

ROESLER, H. *et al.*. Método de instrumentação para análise de movimentos de velejadores da classe laser. In: Congresso Brasileiro de Biomecânica, 11, 2005, João Pessoa. **Anais...** João Pessoa: SBB, 2005.

ROSE, J.; GAMBLE, J.G. **Human Walking**. Baltimore: Williams & Wilkins, 1994.

RUBIN, R. A dor da grande maioria. **Reumatologia - Saúde Paulista.** UNIFESP: v. 2, n. 8. Out-nov-dez, 2002.

SACCO, I.; MELO, M.; ROJAS, G *et al.*. Análise biomecânica e cinesiológica de posturas mediante fotografia digital: estudo de casos. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**. Brasília: UnB v. 11 n. 2 p. 25-33. Jun, 2003.

SCHAEFER O. Injuries sustained in dinghy-sailing by beginners: an analysis. **Sportverletz Sportschaden**. v.14 i.1:25-30. Mar, 2000.

SCHMIDT, J. G. **Do optimist ao iate de oceano: tudo sobre vela.** Rio de Janeiro: Edições Marítimas, 1990. 284 p.

SCHÜTZ, G. R.; ROESLER, H.; HAUPENTHAL, A. *et al.*. Quantificação dos movimentos em regata da classe Laser. In: 56 Reunião da Sociedade Brasileira para o Progresso da Ciência - SBPC, 2004, Cuiabá. **Anais...** Cuiabá: UFMT, 2004.

SCHÜTZ, G. R. **Desenvolvimento e validação de sistema de aquisição de imagens na vela.** Dissertação de Mestrado, UDESC, 2006

SCOLIOSIS RESEARCH SOCIETY [2004]. **Scoliosis Research Society Web Site**. Disponível em: <http://www.srs.org > Acesso em: 04 abr. 2007.

SHEPHARD, R. J. Biology and Medicine of Sailing – An Update. **Sports Medicine**. Toronto: AIL, Jun, 1997. v.23, n.6, p.350-356.

SPURWAY, N. Sailing Physiology. In: SJOGAARD, G.; BANGSBO. **Sailing and Science** – In an Interdisciplinary Perspective. 1.ed. Copenhagen: Institute of Exercise and Sport Sciences University of Copenhagen, 1999. p.95-118.

TAN, B.; AZIZ, A. R., SPURWAY, N.C.; TOH, C.; MACKIE, H.; WEI, X.; WONG, J.; FUSS, F. K., CHUAN, T. K. Determinants of maximal hiking performance in Laser sailors. In: HUMAN PERFORMANCE IN SAILING CONFERENCE, Auckland. **Conference Proceedings of...,** Auckland: 2003. p. 25-30.

TRIVIÑOS, A. N. S. **Introdução à pesquisa em ciências sociais**: a pesquisa qualitativa em educação. São Paulo: Atlas, 1990.

TÜZIN C, YORULMAZ I, CINDAS A, *et al.*. Low back pain and posture. **Clinical Rheumatology**. v.18 p.108-112, 1999.

VALPORTO, O. [2002]. Iatismo. **Sítio do Ministério das Relações Exteriores do Brasil**. Brasília, Disponível em: <http://www.mre.gov.br/cdbrasil/itamaraty/web/port/artecult/>. Acesso em: 07 mar. 2005.

VASCONCELOS, J. T. S. Anatomia Aplicada e Biomecânica da Coluna Vertebral. In: NATOUR, J. **Coluna Vertebral** – Conhecimentos Básicos. 2. ed. São Paulo: Etcetera, 2004. p. 17-40.

WATKINS, J. **Structure and function of the musculoskeletal system**. Champaign: Human mechanics, 1999. p.140-161; 289-291.

WEIDLE, C. M. **O Comportamento da Coluna Vertebral sob Tração Mecânica.** Curitiba: Dissertação (Mestrado em Educação Física). Universidade Federal do Paraná – UFPR, 2004.

WINTER, D. A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. New York: John Wiley & Sons, 1990.

YIN, R. K. **Case study research**: design and methods. 2. ed. USA: Sage Publications, 1994.

APÊNDICES

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu,_____,RG_____.

Abaixo qualificado, **DECLARO** para fins de participação em pesquisa, na condição de sujeito (responsável) objeto da pesquisa, que fui devidamente esclarecido do Projeto de Pesquisa intitulado: "**ANÁLISE CINEMÁTICA DOS MOVIMENTOS DA COLUNA DO VELEJADOR NA POSTURA DE ESCORA"** desenvolvido pelo Mestrando Fábio Sprada de Menezes e pelo Professor Dr. Helio Roesler, do Curso Pós Graduação "Stricto Sensu" em Ciências do Movimento Humano da Universidade do Estado de Santa Catarina**,** quanto aos seguintes aspectos:

a) justificativa, objetivos e procedimentos que serão utilizados na pesquisa;

b) desconfortos e riscos possíveis e os benefícios esperados;

c) métodos alternativos existentes;

d) forma de acompanhamento e assistência com seus devidos responsáveis;

e) garantia de esclarecimentos antes e durante o curso da pesquisa sobre a metodologia;

f) liberdade de se recusar a participar ou retirar seu consentimento, em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado;

g) garantia de sigilo quanto aos dados confidenciais envolvidos na pesquisa, assegurando-lhe absoluta privacidade;

h) formas de indenização diante dos eventuais danos decorrentes da pesquisa;

i) formas de ressarcimento das despesas decorrentes da participação na pesquisa.

DECLARO, outrossim, que após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me (nos) foi explicado, consinto voluntariamente em participar desta pesquisa.

Florianópolis, _____ de _____ de 200_

APÊNDICE B

Estudos Piloto

Para este projeto foram realizados dois estudos piloto, os quais serão descritos a seguir.

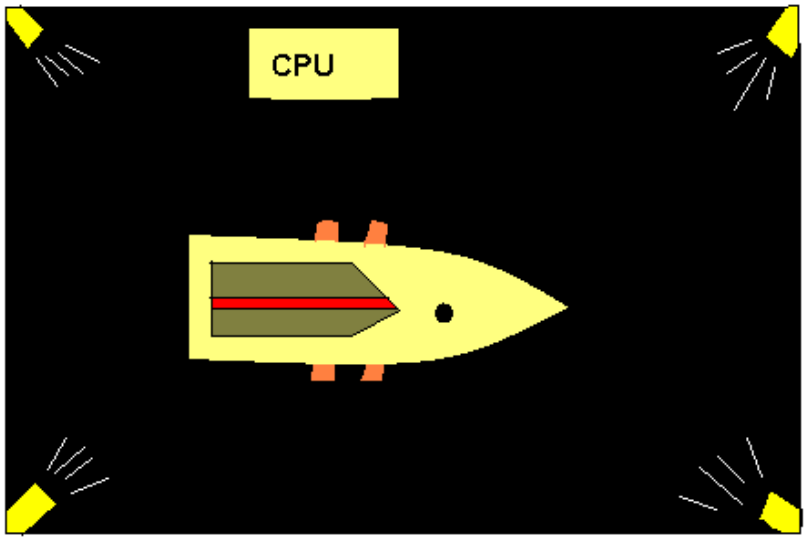
ESTUDO PILOTO 1

Este estudo piloto foi realizado no dia 18 de agosto de 2006, no Laboratório de Biomecânica do CEFID-UDESC e visava avaliar a capacidade de captação cinemétrica dos movimentos da coluna do velejador usando o sistema de câmeras do Laboratório. Para isto foram usadas quatro câmeras do sistema PEAK MOTUS com freqüência de aquisição de 60Hz, previamente dispostas a 2,57m de altura nos quatro cantos da sala de coleta (FIGURA 18).

Câmera do sistema PEAK MOTUS fixada ao teto

Para calibração das imagens obtidas foi usado o calibrador do sistema com 25 pontos. Foi utilizado para este piloto um barco Laser Standard. Este foi posicionado na horizontal, sustentado por dois cavaletes pelas laterais que impediam sua queda. Os cavaletes têm 40 cm de altura e se encaixam na bordas superiores do casco, fazendo com que o barco posicione-se a esta altura do chão. Inicialmente a intenção era colocar o barco na disposição demonstrada na figura 19.

Porém, observou-se que se um giro de 45^{o} no plano horizontal com a proa para um dos lados poder-se-ia ter uma melhor capacidade de captação do evento uma vez que as câmeras estariam posicionadas ortogonalmente ao barco, duas filmando o atleta no plano frontal, que poderiam analisar os movimentos de inclinação e rotações do tronco e movimentos de outros segmentos do corpo uma colocada anteriormente e outra posteriormente ao atleta.



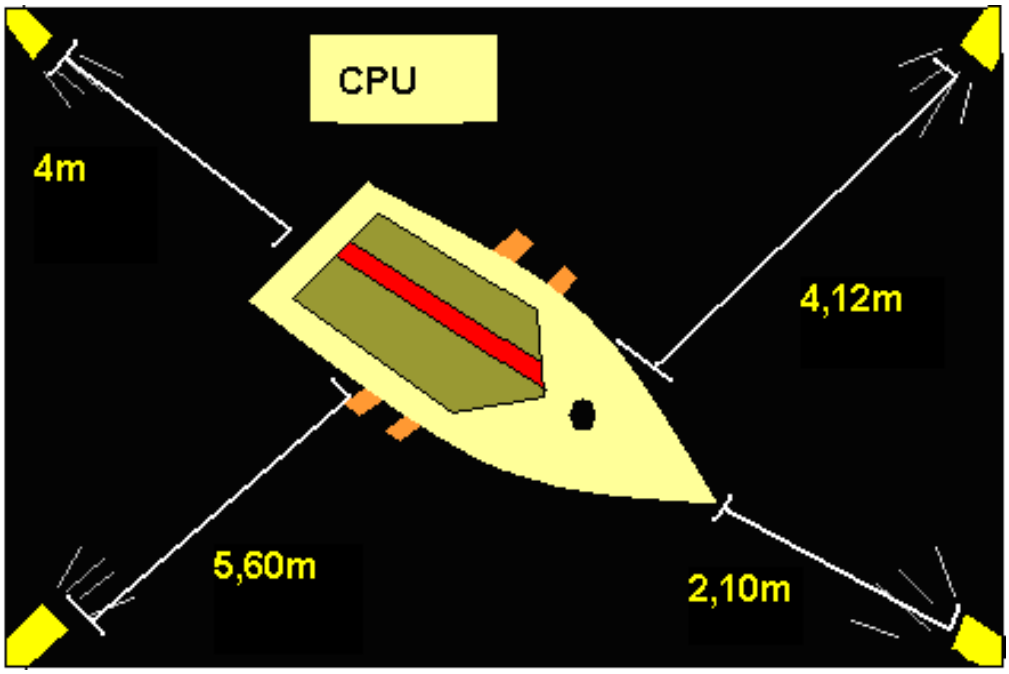
Esquema da Primeira Disposição do Barco no Laboratório
Fonte: O autor

Outras duas câmeras estariam colocadas em frente à proa e atrás da popa do barco filmando o atleta no plano sagital permitindo a observação dos ângulos do tronco, quadril,

joelho e a movimentação de outros segmentos (FIGURA 20). As distâncias entre as câmeras e o barco foram as seguintes: distância entre a proa do barco e a câmera a sua frente (denominada 1), 2,10m; distância entre a popa do barco e a câmera que estava atrás dela (denominada 3), 4m; distância entre a câmera que filmou o atleta no plano frontal anteriormente e o bordo lateral do barco (denominada 2) 4,12m; distância entre a câmera que filmou o atleta no plano frontal posteriormente e o bordo lateral do barco (denominada 4) 5,60m.

Em conversa com outros membros do laboratório foi constatado que a altura do barco era insuficiente para que as marcações colocadas na coluna do sujeito fossem visualizadas pelas câmeras. Logo, foi buscada uma maneira de elevar o barco a uma determinada altura na tentativa de melhor visualização, para isto foram utilizados 4 blocos de madeira de 20 cm de altura sendo dois embaixo de cada um dos cavaletes, erguendo o barco a 80cm do chão.

Para este piloto foi selecionado um velejador amador, com prática esporádica em barcos da mesma classe. Este mede 1,85m, tinha massa de 82,9Kg, foi previamente esclarecido sobre as intenções do projeto e assinou termo livre e esclarecido. Para a análise dos movimentos, foram escolhidas as seguintes estruturas anatômicas para colocação de pontos reflexivos:



Esquema da Segunda Disposição do Barco no Laboratório
Fonte: O autor

- Articulações Têmporo-Mandibular (dos dois lados);
- Incisura Jugular;
- Articulações Acrômio-Claviculares
- Acrômios (parte lateral)
- Epicôndilos Laterais do úmero;
- Processos espinhosos de algumas vértebras (C7-T4-T9-T12-L2-L5);
- Espinhas Ilíacas Ântero-Superiores;
- Trocânteres Maiores do Fêmur;
- Linhas articulares do joelho;
- Maléolo Lateral da fíbula.

Para a coleta foram testados alguns tipos de marcadores reflexivos. Inicialmente foram utilizadas para os processos espinhosos da coluna e para a incisura jugular do esterno fitas reflexivas que eram aderidas a estes. Para os ombros, cotovelos, joelhos, tornozelos,

espinhas ilíacas foram usados marcadores reflexivos de 12 mm de diâmetro e para os quadris marcadores reflexivos de 16mm, ambos colados com fitas crepe. As fitas reflexivas se mostraram ineficientes para esta coleta então foram utilizados apenas os marcadores. Viu-se que para coluna os marcadores de 12 mm eram grandes demais. Logo se sugeriu que para o próximo piloto, fossem usados marcadores de 7mm de diâmetro.

O atleta foi instruído para realizar a manobra de escora, da maneira mais fiel à realizada no ambiente real. Foram realizadas 6 execuções durante a coleta nas quais solicitava-se ao sujeito a permanência por cerca de 7 segundos em escora. Após este passo a pesquisa deu-se por encerrada.

Após esta coleta foi realizada uma análise das imagens obtidas. Estas se mostraram potencialmente eficientes para analisar os movimentos do velejador tridimensionalmente, se o tronco fosse considerado um segmento (haste) único. Porém, a intenção da pesquisa é a análise principalmente dos movimentos dos segmentos da coluna e não foi possível a visualização destes em mais de uma câmera devido à altura das mesmas. Logo, houve a necessidade da realização de um novo estudo piloto para melhorar a colocação das câmeras.

ESTUDO PILOTO 2

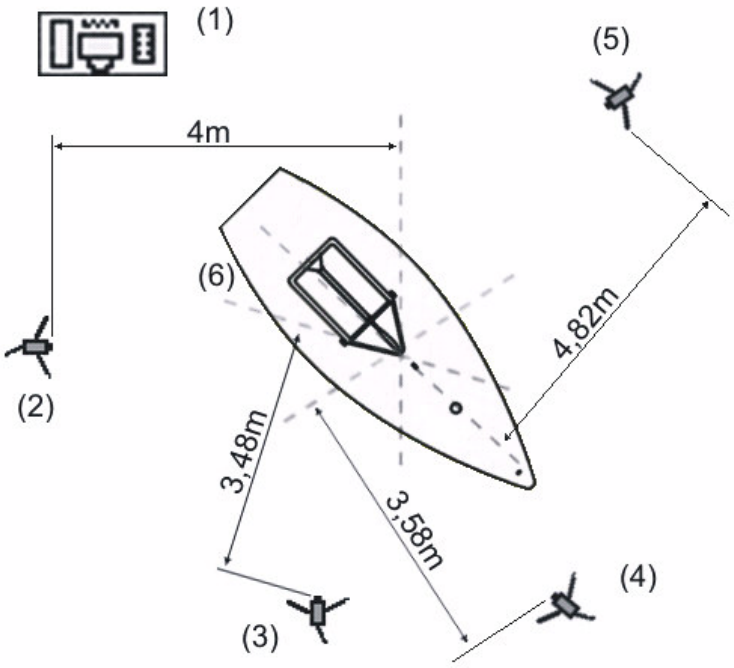
Este estudo piloto foi realizado no dia 30 de agosto de 2006, no Laboratório de Biomecânica do CEFID-UDESC e visava avaliar a capacidade de captação cinemétrica dos movimentos da coluna do velejador usando o sistema de câmeras do Laboratório com colocação diferenciada das mesmas. Para isto foram usadas quatro câmeras do sistema PEAK MOTUS com freqüência de aquisição de 60Hz, dispostas de maneira diferente da colocada no primeiro piloto. Para isso algumas foram colocadas em tripés (FIGURA 21).

Câmera do sistema fixada por um tripé

O barco foi disposto de maneira semelhante ao outro piloto, porém, com o auxílio de plintos, pôde-se erguer o barco a 1,20m do chão o que facilitou a visualização das imagens da coluna vertebral do atleta. Para medir a distância e os ângulos das câmeras em relação ao barco, foi estabelecido um ponto de referência no barco. Foi escolhido o ponto mais anterior da fenda da bolina que fica no casco do barco. Com a utilização de um fio de prumo projetou-se esse ponto ao chão do laboratório e foi utilizada uma fita adesiva para marca-lo. Exatamente na proa do barco foi realizado o mesmo procedimento visando a obtenção da linha central do barco que possibilitaria a observação dos ângulos das câmeras em relação ao barco através de fórmulas trigonométricas.

A primeira câmera, denominada câmera 1, filmava os movimentos do atleta no plano sagital através da vista da proa do barco, por isso foi colocada na frente do barco a uma altura de 1,51m do chão fixada a um tripé. Esta câmera estava a 3,58m do ponto da

bolina e a angulação em relação à linha central do barco foi de 26,63°. A segunda câmera, denominada câmera 2, filmava os movimentos no plano frontal de frente para o velejador, por isso foi mantida na altura original de 2,57m do chão, no suporte das câmeras do laboratório. Esta câmera ficou a 4,82m do ponto da bolina e a angulação em relação à linha central do barco foi de 77°. A terceira câmera, denominada câmera 3, filmava os movimentos do velejador no plano sagital através da popa do barco, além dos movimentos da coluna, foi colocada a 81cm do chão, fixada a um tripé. Esta câmera ficou a 4m do ponto da bolina e a angulação em relação à linha central do barco foi de 27,75°. A quarta câmera, denominada câmera 4, filmava os movimentos da coluna do velejador no plano frontal, por isso foi fixada a um tripé, à 49cm do chão. Esta câmera ficou a 3,48m do ponto da bolina, atrás do indivíduo, com angulação em relação à linha central do barco de 82,73°. Esta disposição pode ser vista na figura 22.

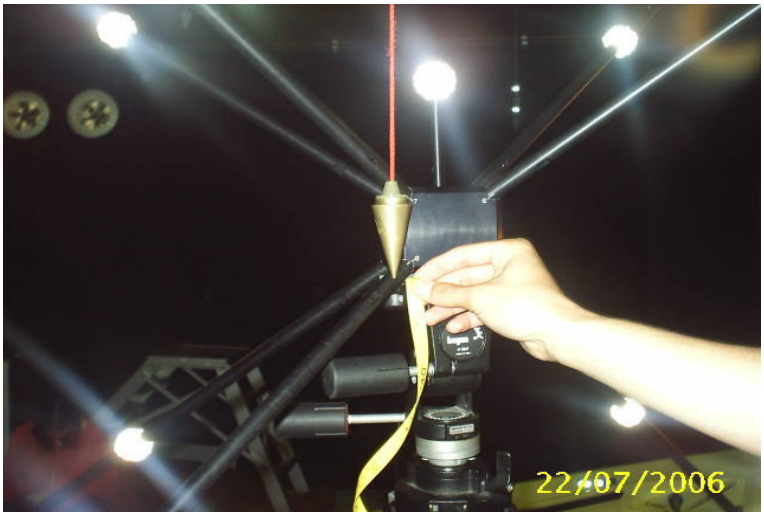


Esquema demonstrando a disposição definitiva de câmeras

Para a calibração foi utilizado o calibrador do sistema peak motus. Foi escolhido o uso de 17 pontos reflexivos, pois, para o ambiente criado para a realização do movimento era o suficiente. Colocou-se o calibrador no local onde se posicionaria o velejador. O barco foi retirado de cima dos plintos e foi colocado o calibrador em cima de dois deles com o uso do tripé (FIGURA 23).

Calibrador em cima dos plintos

Para o correto posicionamento do barco, após a filmagem e retirada do calibrador, foi utilizado um fio de prumo preso ao teto do laboratório, a fim de determinar o centro do calibrador (FIGURA).



Fio de prumo próximo à região do centro do calibrador

Para ter a certeza de que os movimentos do velejador não ultrapassariam o raio do calibrador, foi feita uma medição do comprimento dos braços do calibrador. Após a retirada do mesmo e à colocação do barco na posição, foi pedido ao velejador para posicionar-se no barco e executar a manobra de escora. Usando do fio de prumo e tendo o comprimento do braço do calibrador foi possível observar que todos os fenômenos ocorreriam dentro dos limites do calibrador, podendo-se assim dar início a coleta (FIGURA).

Para este piloto foi selecionado o mesmo velejador do piloto 1, e as instruções dadas a ele foram as mesmas. Para os ombros, cotovelos, joelhos, tornozelos, espinhas ilíacas e trocânteres, foram usados marcadores reflexivos de 12 mm de diâmetro. Para os processos espinhosos foram usados marcadores de 7 mm. Para a visualização dos movimentos, foram escolhidas as seguintes estruturas anatômicas para colocação de pontos reflexivos:

Observação do movimento dentro do raio do calibrador

- Articulações Têmporo-Mandibular (dos dois lados);
- Acrômios (parte lateral)
- Epicôndilos Laterais do úmero;
- Processos espinhosos de algumas vértebras (C7-T3-T7-T10-L1-L3-L5);
- Espinhas Ilíacas Ântero-Superiores;
- Trocânteres Maiores do Fêmur;
- Linhas articulares do joelho;
- Maléolo Lateral da fíbula;
- Cabeça do 5^{o} Metatarso.

Foram realizadas 12 execuções durante a coleta nas quais solicitava-se ao sujeito a permanência por cerca de 7 segundos em escora. Para tentar dar alguma validade ecológica ao trabalho foram realizadas 6 execuções com o barco sem nenhum tipo de inclinação no eixo sagital e 6 execuções com o barco inclinado a 10,16^{o} (FIGURA), simulando a manobra de escora com ventos mais fortes. Para isto, retirou-se um dos blocos (24cm) do plinto do lado do barco oposto ao velejador. Após este passo a pesquisa deu-se por encerrada.

Execução com o barco inclinado

Após esta coleta foi realizada uma análise das imagens obtidas (FIGURAS 27, 28, 29 e 30). Com estas imagens foi possível analisar os movimentos do velejador tridimensionalmente, incluindo os movimentos do tronco e verificar que a colocação dos marcadores reflexivos era adequada para reconstrução. Viu-se então, que esta disposição de câmeras era adequada para os propósitos da pesquisa.

Imagem obtida na câmera 1

Imagem obtida na câmera 2

Imagem obtida na câmera 3

Imagem obtida na câmera 4

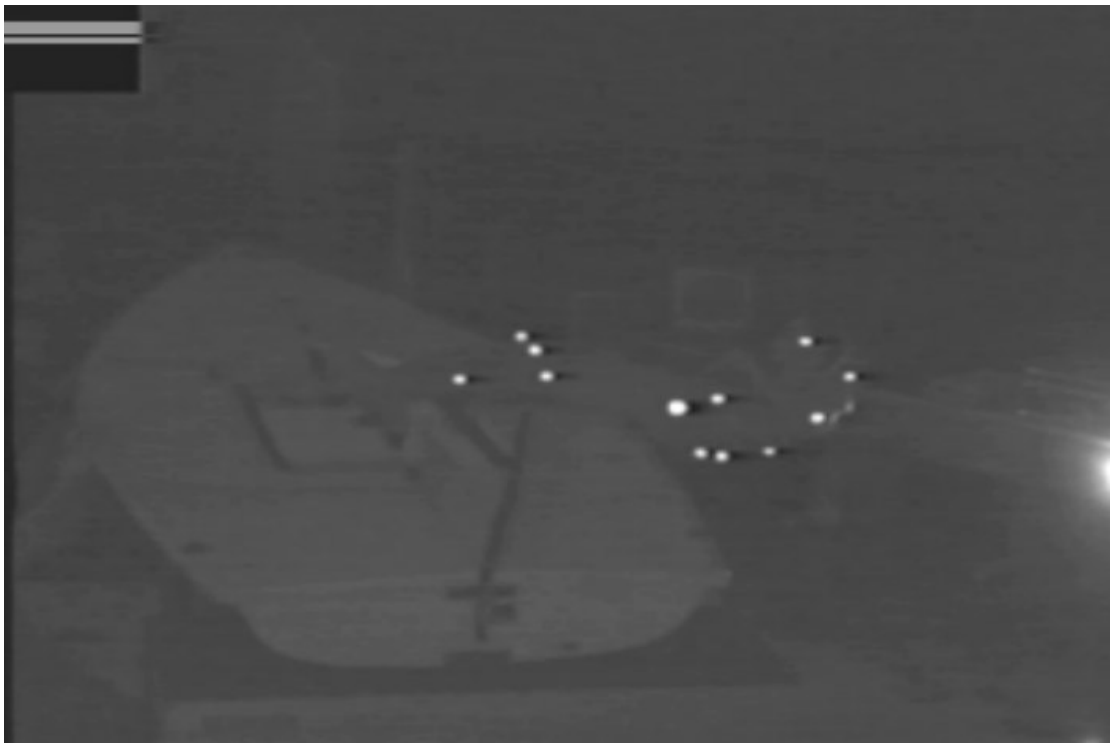
No mesmo dia, pela manhã, foi feito o teste do banco de escora (FIGURA) para o velejador, com o uso do barco. A realização deste teste no barco foi satisfatória para a coleta.

Teste do banco de escora

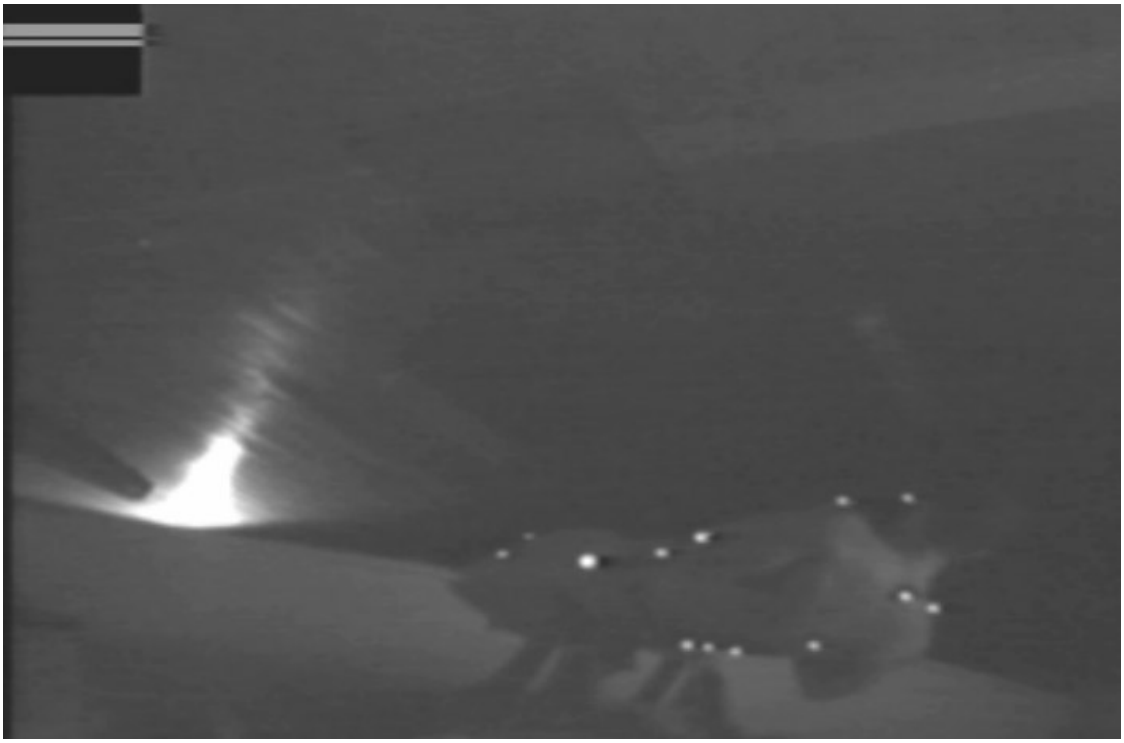
APÊNDICE C

Atleta 1 – Na Câmera 1

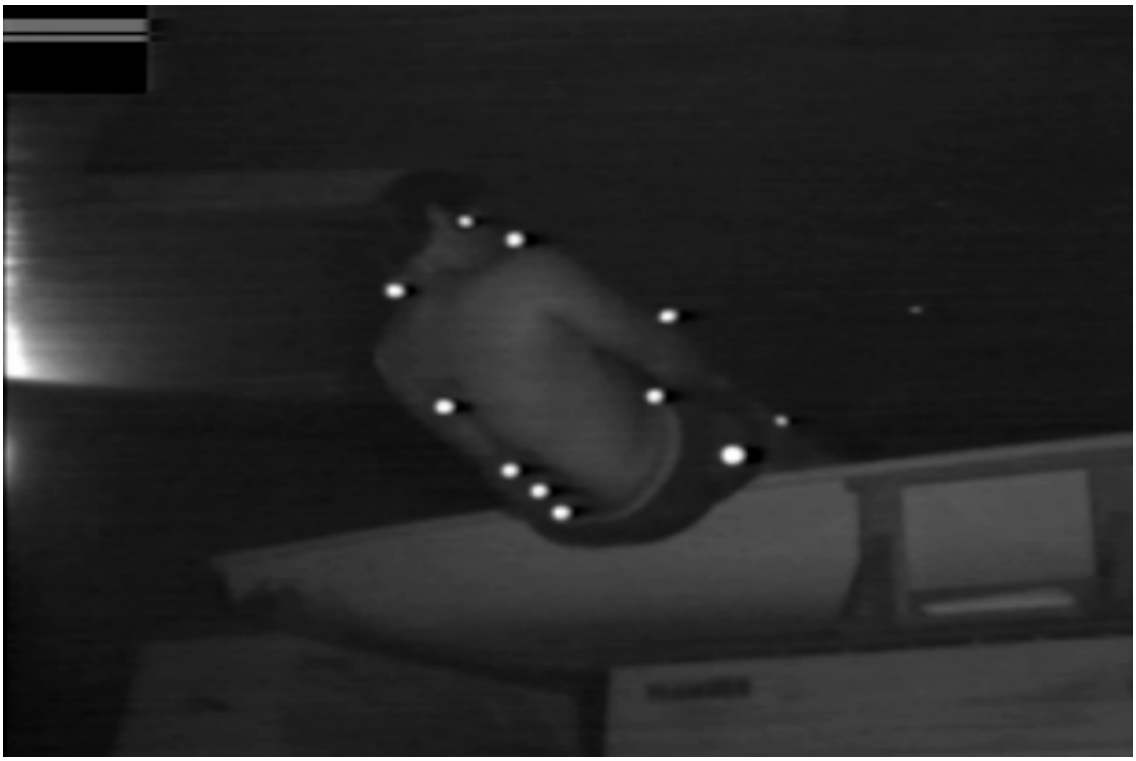
Atleta 1 – Câmera 2



Atleta 1 – Câmera 3



Atleta 1 – Câmera 4

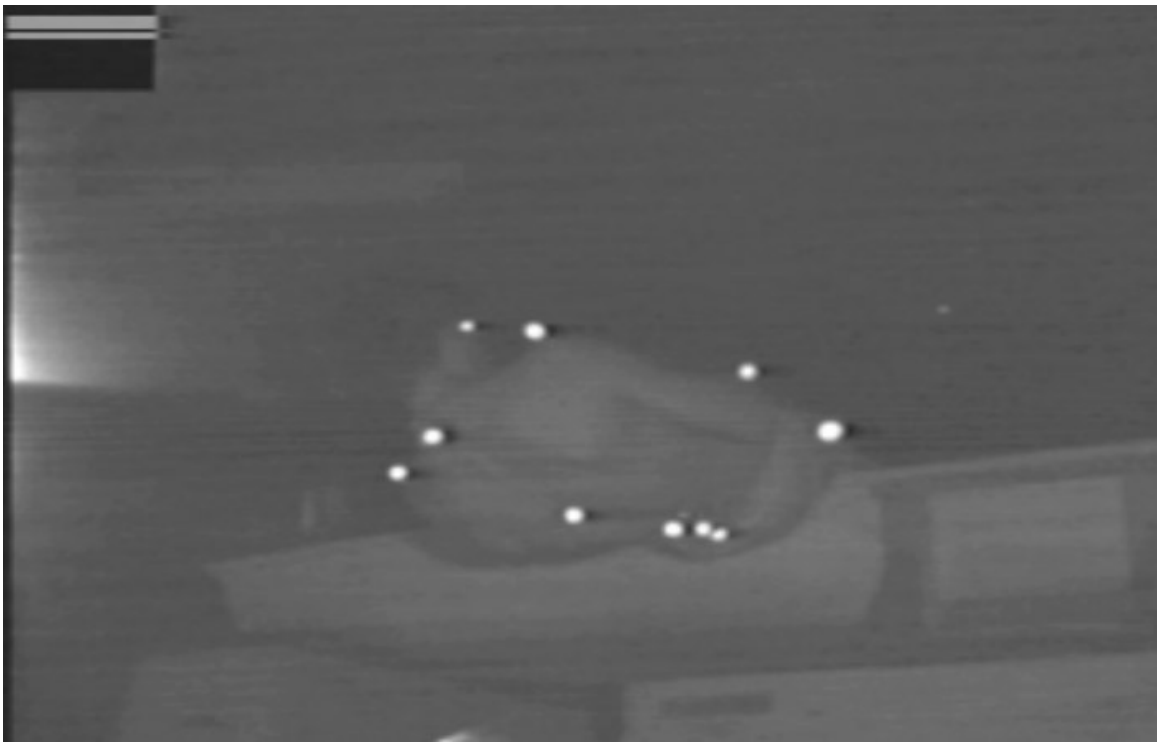


Atleta 2 – Câmera 1

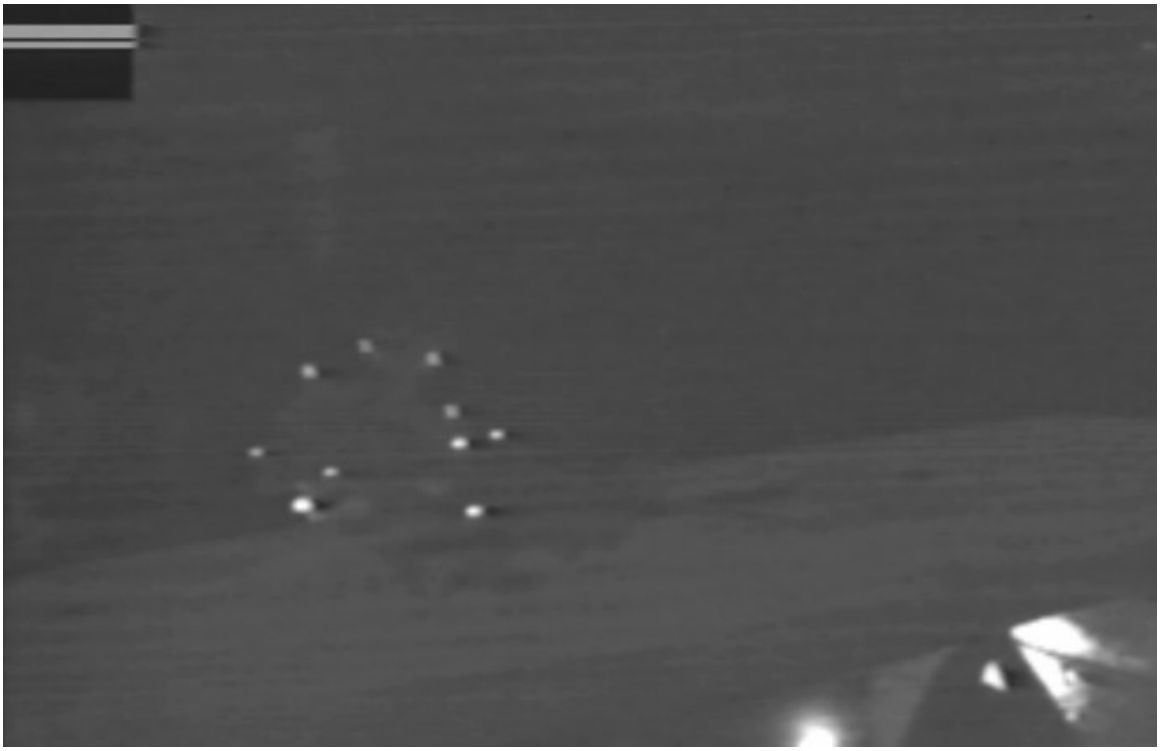
Atleta 2 – Câmera 2

Atleta 2 – Câmera 3

Atleta 2 – Câmera 4

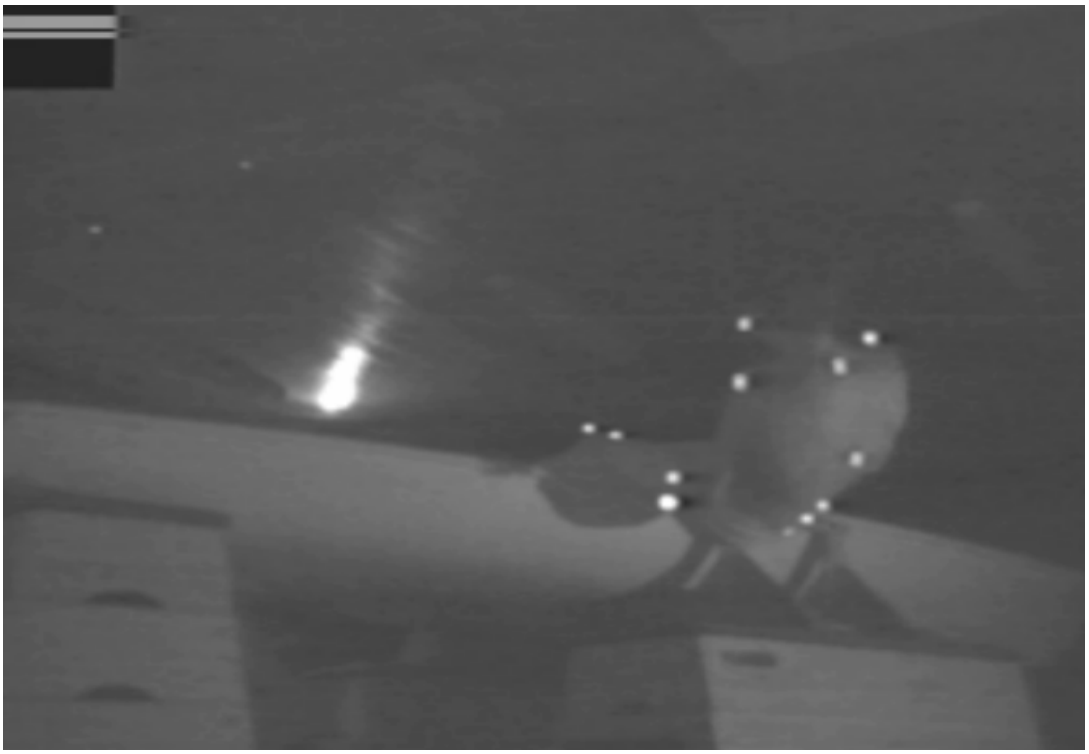


Atleta 3 – Câmera 1



Atleta 3 – Câmera 2

Atleta 3 – Câmera 3



Atleta 3 – Câmera 4

APÊNDICE D

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF SPINE MOVEMENTS IN HIKING ON SAILING: A PRELIMINARY STUDY

Fábio Sprada de Menezes, Gustavo Ricardo Schütz, Paulo Roberto Cerutti, Letícia Calado Carneiro, Heiliane Brito Fontana, Helio Roesler

Aquatic Biomechanics Research Laboratory, Santa Catarina State University, Florianópolis, Brazil

This study aimed to evaluate sailors' vertebral spine movements and positioning during hiking position. One Laser Class sailor composed the sample. Four 60Hz Peak Motus System® cameras were used. To evaluate some spine angles the following points were chosen: in saggital plane - the neck flexion angle, thoracic kiphosis angle and lumbar lordosis angle; in frontal plane – the lateral inclination angle; in transversal plane – the trunk rotation. The data were analysed under descriptive statistics. The analysis shows great angle variations performed in a 10s hiking execution. It can be observed that the sailor's trunk performs, in the three axes, a sum of little movements during the technical gesture. It was demonstrated that hiking is not a static posture and to study this position considering trunk as a fixed segment is not the better choice.

KEY WORDS: Sailing, Hiking, Spine.

INTRODUCTION:

Sailing is a very competitive sport and requires high levels of training. The sailor controls the intrinsic regulations of the boat and still works with factors like speed and constant variation of direction of winds, rapids, and different courses of competition (Shephard, 1997). To deal with these situations, a constant movement of the sailor is required; this includes, according to Besier and Sanders (1999), pseudo-static positions, fast extensions and rotations of the trunk and eccentric/concentric contractions during the dynamic techniques of sailing control.

The "hiking" position is distinguished amongst the sailor's maneuvers. This position controls the tilt of the boat caused by wind against the sail and the keel against the water (Spurway, 1999). An efficient hiking produces minor attrition between boat and water and consequently more speed.

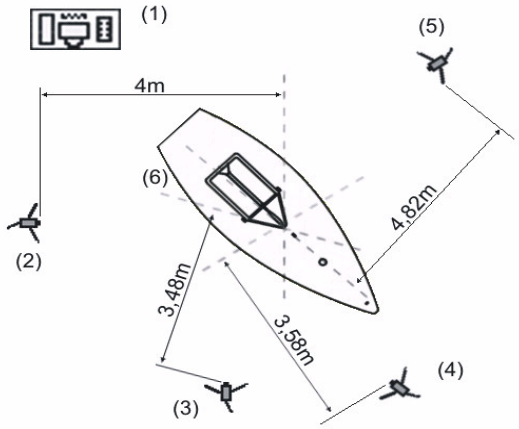
"Hiking" has different characteristics in the different classes and also varies according to the position of the boat in relation to the wind. It generally involves the pseudo-isometric maintenance of trunk position in light bending and rotation of the spine, associated with hip and knee bending for long periods (Spurway, 1999; Legg *et al*, 1997).

According to Maisseti *et al* (2002) the position of joints and segments varies in accordance with the intensity of winds. The same author states that the variation of the angle of the trunk during hiking must be object of particular attention.

The aim of this study was to evaluate movement and positioning of the sailor's vertebral spine during hiking position.

METHOD:

Data Collection: This is a descriptive study and the number 1 ranked sailor of Laser Class Brazilian Ranking composed the sample of this research. He is a 27-year-old athlete, is 1,74m high and weighs 82,5 kg. The analysis was carried out in the Laboratory of Biomechanics in Santa Catarina State University. This research was approved by the Ethics Committee of this University. Four 60 Hz Peak Motus System® cameras were used. The cameras positioning and their heights were described in Figure 1.



7- CPU
8- CAM 4 (0,89m)
9- CAM 1 (0,49m)
10- CAM 2 (2,57m)
11- CAM 3 (2,57m)
12- Laser Std. Boat

Figure 1 – Positioning of Cameras

To mark the anatomic points, 7mm reflexive balls were used. The chosen points are: Temporomandibular joints (TMJ), acromium of scapula, spinal processes of some vertebrae (C7-T7-L1-L3-L5) and trochanter of femur. To evaluate the spinal positions and movements, some angles of spine were chosen: in saggital plane - the neck flexion angle (1) (T7-C7-TMJ), thoracic kiphosis angle (2) (C7, T7, L1) and lumbar lordosis angle (3) (L1-L3-L5); in frontal plane – the trunk inclination angle (4) (using lines between the trochanters and acromia reflexives); in transversal plane – the trunk rotation (5) (using the same protocol as in inclination).For this evaluation a Laser Standard boat was used. It was placed on supports that raised it 1,20m high (Figure 3) to make the observation possible of the reflexive points placed on the spine. One execution of 10s was performed and filmed. The athlete was instructed to realize the hiking posture and movements as real as possible.

Data Analysis: The execution was digitalized in APAS XP® Software in frame-to-frame digitizing mode. All data were analysed under descriptive statistics, in MS Excel® 2003 Software by calculation of mean, maximal angle, minimal angle and standard deviation

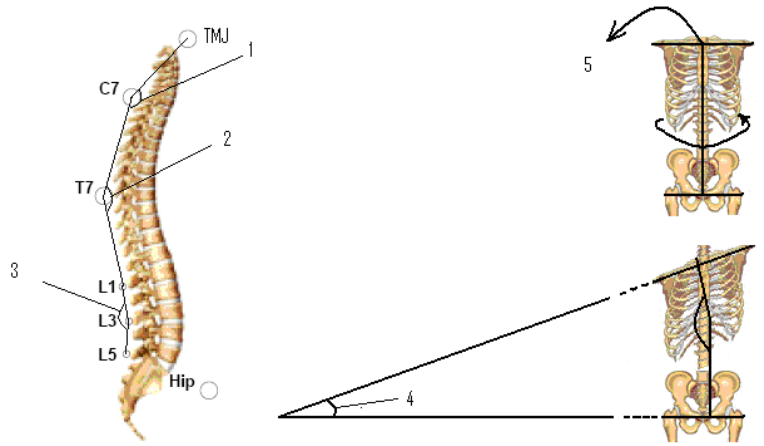


Figure 2 – Demonstration of evaluated angles.

Figure 3 – Sailor Hiking in Laboratory

Frequencies of each response were determined by simple addition. Responses by each reviewer carried equal weighting.

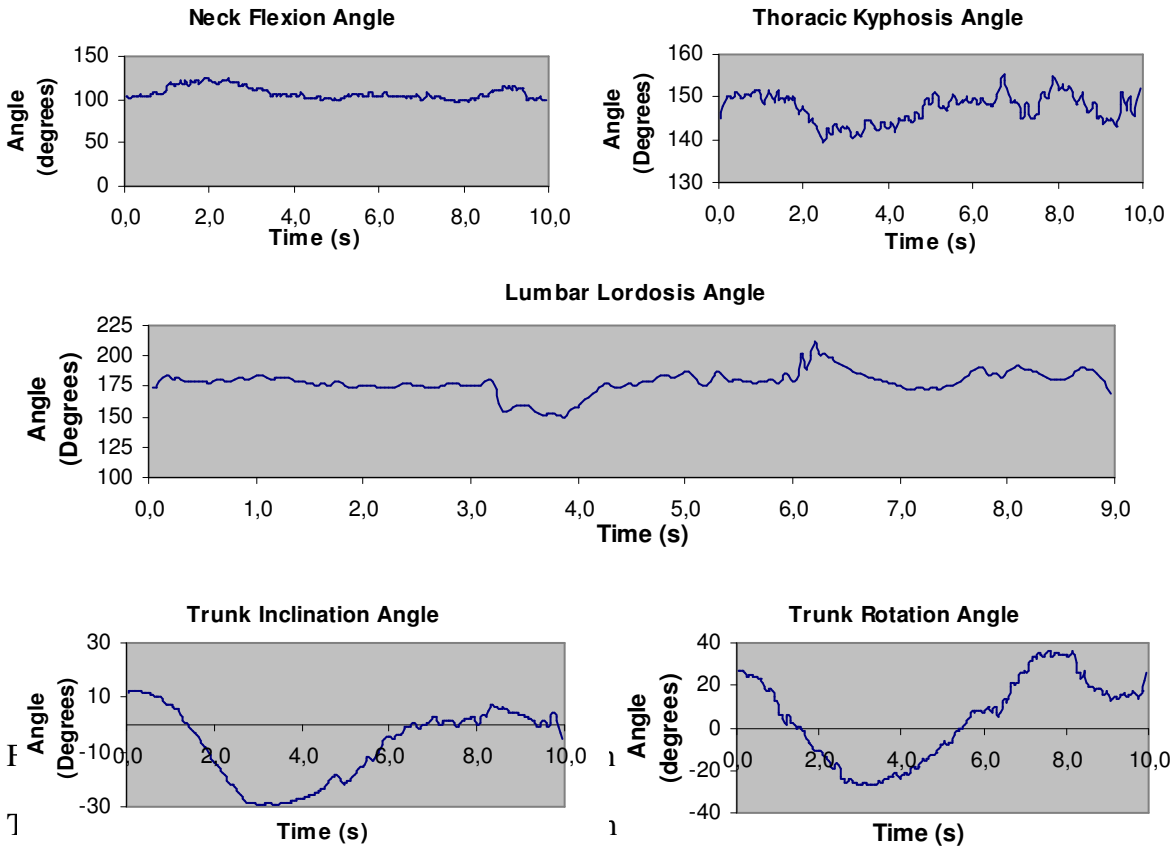
RESULTS:

The analysis of the obtained data can be observed in Table 1:

Table 1 – Statistical data of the analysis

Angles (degrees)	Mean	Max. Ang.	Min Ang	SD
Neck Flexion Angle	107,5	124,9	97,6	7,2
Thoracic Kiphosis Angle	147,4	155,3	139,4	3,4
Lumbar Lordosis Angle	171,4	149,8	212,5	3,9
Trunk Rotation Angle	4,7	36,4	-27,2	19,9
Trunk Inclination Angle	-7,4	12,7	-29,2	13,3

Figure 4 shows all angle variations of trunk analyzed in this study by the time:



these angles, the trunk anatomic position means 0°. The negative values on trunk inclination movements mean movements in rear direction and the positive numbers mean movements to the front of the boat. The rotation angle also had negative and positive values associated with movements performed by the sailor in order to watch the back and the front of the boat, respectively.

DISCUSSION:

Previous studies as the ones from Harrison and Coleman (1987), De Vito *et al* (1993), and LeDeroff and Ianchkine (2001) studied biomechanics in hiking position. They considered the trunk as a fixed and immobile segment. The graphics show a great number of angle variations performed in a hiking execution of 10s. It can be observed that the sailor's trunk performs, in the three axes, a sum of little movements during the technical gesture.
Studies before the 90´s believed that hiking posture was a static position, and all simulations performed in those years were based in isometric contractions. But, as it can be observed in the graphics, this characteristic does not occurred in our study. Spurway (1999) had corroborated to this concept and employs a better term named "quasi-isometric" to describe that posture. According to him, the muscles are continually making small adjustments to their length and their metabolic situation. This fact must be assumed to differ negligibly from exactly isometric postures.
To verify the accuracy of angles and their reflexes in posture and possible pathological problems, other evaluations with a bigger number of subjects and executions should be executed.

CONCLUSION:

This study identified the movements and adjustments realized by the sailor's trunk in hiking position. It was demonstrated that hiking is not a static posture. The body micro-movements executed to control and adjust the boat on water during this posture should be considered. So, to study the hiking position considering trunk as a fixed segment is not the better choice.
Patterns of angles and movements of spine and their consequences should be studied in future evaluations.

REFERENCES:

Besier, T. & Sanders, R (1999). Analysis of dynamic trapeze sailing techniques. *Abstracts of XVII International Society of Biomechanics in Sports Symposium.* Stuttgart, Germany.

DeVito, G.L.; Di Filippo, F. & Marchetti, M. (1993). Hiking mechanics in Laser athletes. *Medical Science Research*, 10(23), 859-61.

Harrison, J. & Coleman, S. (1987). The physiological strain of racing a small, singlehanded dinghy. *Journal of Sports Sciences*, 5, 79-80.

Le Deroff, J.Y. & Ianchkine, P. (2001). Mesure du couple de rappel en Laser. Available in: <http://www.env.jeunesse-sports.fr>. Access: July 26th, 2004.

Legg, S.J., Miller, A.B., Slyfield, D.. Smith, P., Gilberd, C., Wilcox, H. & Tate, C. (1997). Physical performance of elite New Zealand Olympic class sailor. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 37(1), 41-9.

Maïsetti, O., Guèvel, A., Ianchkine, P., Legros, P. & Briswalter, J. (2002). Le maintien de la position de rappel en dériveur solitaire. Aspects théoriques et propositions méthodologiques d'évaluation de la fatigue musculaire. *Science & Sports*, 17, 234-46.

Shephard, R.J. (1997). Biology and medicine of sailing. An update. *Sports Medicine (Auckland, NZ),* 23(6), 350-6.

Spurway, N. (1999). Sailing Physiology. In SjØgaard, G. (1999). *Sailing & Science: in an interdisciplinary Perspective* (pp 95-117). Institute of Exercise and Sports Science, University of Copenhagen, Denmark.

ANEXOS