

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA
TECNOLOGIA DA INFORMAÇÃO/ENGENHARIA BIOMÉDICA**

ROBERTA NASCIMENTO LEÃES

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA PARA AVALIAÇÃO DE MARCHA EM
SIMULAÇÃO DE HIPOGRAVIDADE (SAMSH)**

**Porto Alegre
2006**

ROBERTA NASCIMENTO LEÃES

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA PARA AVALIAÇÃO DE MARCHA EM
SIMULAÇÃO DE HIPOGRAVIDADE (SAMSH)**

Dissertação apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de Mestre, pelo Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica, na área de conhecimento de Tecnologia da Informação/Engenharia Biomédica, da Faculdade de Engenharia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Orientação: Prof^a. Thais Russomano, Ph.D.

Co-orientação: Prof. Dario Francisco de Azevedo, Ph.D.

**Porto Alegre
2006**

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a todos aqueles que, em algum momento das suas vidas, passaram por etapas difíceis, onde tiveram que baixar a cabeça e lutar pelos seus ideais, passando muitas vezes pela incompreensão de muitos, pela falta de oportunidades, pela falta de um retorno financeiro, e ainda assim tendo que concentrar-se naquilo que almejavam.

A aqueles que arriscam, da forma como arrisquei na busca de um universo desconhecido e surpreendente. As palavras, os números, o abstrato e o calculável, tudo isso faz parte do universo do pensamento e sem pensamento não somos ninguém, nem mesmo para nós. Para, também, aqueles que dedicam suas vidas a ajudar aos que necessitam.

Aos fisioterapeutas, que sabem como ninguém tratar o ser humano, usando de carinho e dedicação para com seus pacientes, aplicando seus conhecimentos e aprendendo diariamente com cada um deles. Não sejam conformistas, não permaneçam estáticos, busquem o movimento do seu corpo e a fluência das suas mentes para levá-los onde está o verdadeiro sentido da sua existência.

AGRADECIMENTOS

Ao término desta dissertação de mestrado, devo agradecer a pessoas que direta ou indiretamente tornaram este trabalho realidade.

Primeiramente agradeço aos meus pais, Virginia Maria da Silva Nascimento e Jorge Roberto Vargas Leães, pelo apoio dado para que eu pudesse concretizar esta etapa da minha vida. A todo o pessoal do Laboratório de Microgravidade, em especial ao Gustavo Dalmarco e Rodrigo Cambraia. Ao Karion, do Laboratório de Instrumentação, por termos feito companhia a ele durante os dias mais quentes do verão. Um agradecimento especial aos colegas engenheiros Murilo Rocha e Marcio Figueira, pelas “monitorias” preparatórias para as provas. Ao Professor Marcio Serolli Pinho, por ter me concedido a oportunidade de conhecer um pouco de seu trabalho e de possibilitar a união de tão diferentes áreas no desenvolvimento deste estudo; um terno agradecimento ao seu aluno e orientando Felipe Bacim, pela competência e dedicação no desenvolvimento deste trabalho. Da mesma forma, não posso deixar de agradecer a Debi pelos alongados prazos de entrega; à “Monkley”, pelas inúmeras páginas impressas nas intermináveis revisões desta dissertação. Agradeço também ao Prof. Arnaldo Valentin, por ter me mostrado essa trajetória, à Professora Thais Russomano, pelo acolhimento e pela confiança no meu trabalho e ao Professor Dario Azevedo, pelas tão instigantes aulas de Processamento de Imagens, necessárias para mostrar o quanto ainda temos por aprender em se tratando da abstração de fenômenos naturais. Por fim, ao meu companheiro João Carlos Salgado de Los Santos, por todo o carinho, apoio e confiança prestados diariamente, na realização de um objetivo que é nosso.

A todos vocês, caríssimos, o meu mais sincero agradecimento.

RESUMO

Este estudo é referente ao desenvolvimento de um Sistema de Avaliação de Marcha em Simulação de Hipogravidade (SAMSH). Para tal, fez-se necessário o aprimoramento de um Sistema de Suspensão Corporal (SSC) e instrumentação de uma esteira elétrica para a construção de uma plataforma de movimento como uma técnica de locomoção física em um ambiente virtual. O SAMSH foi testado em um único indivíduo, pois este estudo não objetivou sua validação.

Foram realizadas análises cinemáticas da marcha de um indivíduo caminhando sobre uma esteira elétrica em diferentes condições de redução de peso corporal (30% simulando gravidade Marciana e 60%, Lunar), com e sem a utilização de óculos de realidade virtual (*Head Mounted Display*, HMD). Os instrumentos utilizados para o processo de avaliação foram eletrogoniômetros de joelho e tornozelo, footswitches nas porções anterior e posterior da região plantar, e cinco câmeras de vídeo.

Os resultados mostraram que uma redução de peso corporal de 60% (Grupo Lua) altera os parâmetros cinemáticos da marcha, aumentando o Tempo de Passada (TP), o Tempo de Contato (TC), o Comprimento de Passada e o Tempo Aéreo (TA) e diminuindo a Cadência da Marcha. Sugerem, igualmente, que em hipogravidade realiza-se menos esforço durante o ato de caminhar.

A utilização do HMD durante a marcha sobre a esteira permitiu o rastreamento da posição da cabeça do indivíduo em um espaço tridimensional, apresentando diferenças de acordo com cada condição de redução de peso

corporal. Além disso, o bloqueio do sistema visual pela transmissão de cenas virtuais causou déficit da manutenção do equilíbrio postural, o qual foi evidenciado, por exemplo, pela reação de extensão protetora.

Palavras-chave: Sistema de Suspensão Corporal – Simulação de Hipogravidade – Avaliação de Marcha – Realidade virtual – Padrão de Marcha

ABSTRACT

This study aimed to develop a Walking Pattern Evaluation System during Hypogravity Simulation (SAMSH), which included the adaptation of a body suspension device, the instrumentation of a treadmill and the development of a virtual environment. The system was tested using only one subject because this research did not have the objective of validating SAMSH.

Cinematic analyses were performed whilst one individual was walking on the treadmill during body weight reduction simulating the gravitational forces of the Moon (reduction of 60%) and Mars (reduction of 30%) with and without virtual reality glasses (*Head Mounted Display*, HMD). The walking pattern was evaluated by means of knee and ankle electrogoniometers, foot switches placed on the front and back part of the sole region, and five video cameras.

Results showed that the body weight reduction during Moon simulation alter the walking pattern, including the increase in Step Time, Contact Time, Step Length and Air Time, and the decrease of Walking Cadence Time (steps per minute). The findings of this study also suggested that hypogravity simulation reduces walking effort.

The utilization of the HMD allowed the evaluation of the head position three-dimensionally during hypogravity simulation-. The virtual environment reduced postural balance, due to the absence of visual input to the subject, which was evidenced by a protective extension reaction.

Key-words: Body Suspension Device - Hypogravity Simulation - Gait Evaluation - Virtual Reality – Walking Pattern.

LISTA DE FIGURAS

Figura 01 - Organograma do sistema para avaliação de marcha em simulação de hipogravidade (SAMSH).....	02
Figura 02 - Centro de massa durante a marcha, a) deslocamento lateral; b) vertical e c) plano perpendicular às projeções a e b. (ROSE & GAMBLE, 1998).....	08
Figura 03 - Fases e períodos do ciclo da marcha (PERRY, 2005).....	09
Figura 04 - Ações musculares do membro inferior durante uma passada (CALAIS-GERMAIN, 2002).....	10
Figura 05 - À esq., rotina de trabalho de manutenção em EVA e à dir., a Missão Apolo 11 (1ª caminhada na Lua). (NASA/ESA Imagem: 1243 e 5927).....	18
Figura 06 - Missão Phoenix (http://marsprogram.jpl.nasa.gov/missions/log/)	20
Figura 07 - Hemodinâmica em microgravidade, “Puff-Face e Bird Legs”. (SANTOS & BONAMINO, 2003).....	24
Figura 08 - Neutral Buoyancy Laboratory (NBL), NASA. (http://www1.jsc.nasa.gov/dx12/about/index.shtml)	27
Figura 09 - Vãos parabólicos e microgravidade (http://quest.nasa.gov/smores/background/microgravity/MGintro3.html)	28
Figura 10 - Zero Gravity Simulator (ZGS).....	29
Figura 11 - Simulador de gravidade reduzida com tração vertical. (DONELAN & KRAM, 2000).....	30
Figura 12 - Diagrama espectro RV.....	33

Figura 13 - Efeitos visuais passivos. Oclusão e brilho (b; c), sombra (e), textura (d) e perspectiva (a). (KIRNER & TORI, 2004).....	35
Figura 14 - Disparidade Binocular: Visão estereoscópica.....	38
Figura 15 - Fenômeno de Paralaxe, mostrando como as imagens tornam-se diferentes de acordo com a movimentação do observador. (BOWMAN et al, 2004).....	39
Figura 16 - Geração de imagem 3D pelo HMD.....	40
Figura 17 - Eixos de movimento de rotação da cabeça.....	42
Figura 18 - Gaiter system.....	45
Figura 19 - The Omni-Directional Treadmill, Virtual Space Devices.....	46
Figura 20 - Gait Máster, simulador de caminhada sobre esteira com degraus móveis.....	47
Figura 21 - A figura de letra “a” mostra o aparato de segurança da paciente, o harness, além do HMD (Head mounted display). Em “b”, observe o a perna esquerda passando por sobre o obstáculo virtual, entretanto em “c” e “d” as colisões no início e no fim do gesto, respectivamente.....	49
Figura 22 - O DataQ, Hardware de Aquisição de dados (8 canais).....	52
Figura 23 - O software WinDaq permite a visualização e registro de diferentes tipos de sinais.....	52
Figura 24 - HMD modelo I-glasses, da IO Virtual. 1: o local onde fica preso o rastreador orientação da cabeça.....	54
Figura 25 - Movitrac07 da SEW com comunicação RS232/485.....	54
Figura 26 - Ponte De Wheatstone, Tensão Até 150 Kgf.....	56
Figura 27 - sistema de Suspensão Corporal (SSC) e seus componentes.....	57

Figura 28 - Eletrogoniômetro de Joelho. 1: Hastes de alumínio e EVA; 2: Potenciômetro Rotacional e 3: Conector elétrico.....	59
Figura 29 - Goniograma mostrando os deslocamentos angulares do joelho, a partir de um teste em pêndulo.....	60
Figura 30 - Foot Switch: Interruptores no calcâneo esquerdo (CE) e terço-anterior do pé esquerdo (TAE).....	61
Figura 31 - Posicionamentos dos pares de Footswitches, TAE(terço anterior esquerdo), TAD(terço anterior direito), CE(calcâneo esquerdo) e CD(calcâneo direito).....	60
Figura 32 - Ilustração dos Motores (1: inclinação; 2: velocidade).....	62
Figura 33 - A esteira elétrica.....	62
Figura 34 - Display representativo do controle da velocidade.....	63
Figura 35 - Esquema do Controle da velocidade da esteira.....	63
Figura 36 - Textura para o solo de Marte. (http://www.3dcafe.com/)	65
Figura 37 - Visão do usuário representado pelo envelope.....	65
Figura 38 - Textura do solo lunar (http://exp.arc.nasa.gov/moon_new_hi.jpg)	66
Figura 39: Textura representativa do solo terrestre.....	66
Figura 40 - a) Posição neutra; b) dorsiflexão e c) plantiflexão.....	68
Figura 41 - Ângulos de flexo-extensão do joelho durante a marcha Fonte: Rose & Gamble (1998).....	68
Figura 42 - Determinação dos valores para flexão e extensão do joelho.....	69
Figura 43 - Visões posterior e lateral do 1º protótipo de harness, com um único ponto de tração.....	71
Figura 44 - 2º Protótipo de harness.....	72

Figura 45 - Advanced Air Sports Products; LAKE ELSEMORE, C.A.....	73
Figura 46 - Marcadores anatômicos em ensaio de captura de movimentos.....	75
Figura 47 - Técnica de videografia com 3 câmeras e sem iluminação, onde 1: SSC; 2: esteira; 3: sistema de contrapesos; e 4: as filmadoras.....	76
Figura 48 - Imagem com sobreposição de frames.....	77
Figura 49 - Organização do Set de filmagem.....	80
Figura 50 - Disposição dos marcadores.....	81
Figura 51 - Instrumentação do indivíduo com os eletrogoniômetros e footswitches (sob os pés).....	82
Figura 52 - Dispositivos de segurança: Cabos, <i>harness</i> e marcações.....	83
Figura 53 - Organograma da coleta de dados.....	85
Figura 54 - Edições de corte e sincronização dos vídeos.....	86
Figura 55: Processo de digitalização pontos de calibração, os segmentos e articulações do corpo.....	87
Figura 56: Processo de formação do "exoesqueleto digital".....	87
Figura 57 - Tempo de Passada (linha rosa) e Tempo de Contato (linha verde). Em "a" calcâneo esquerdo, em "b" terço-anterior esquerdo, "c" terço-anterior direito e "d" calcâneo direito.....	98
Figura 58 - Esquema explicativo para a simulação de gravidade lunar.....	107
Figura 59: Comparação entre a locomoção em Terra e em Gravidade Parcial Newman (2000).....	109
Figura 60: Utilização dos MsSs para a manutenção do equilíbrio postural no Grupo Lua.....	113

LISTA DE TABELAS

Tabela 01: Características Físicas dos corpos celestes Lua e Marte. (http://www.esa.int/esaCP/index.html e http://astro.if.ufrgs.br/index.htm)	21
Tabela 02: Aferição da célula de carga.....	57
Tabela 03: Cálculo da velocidade do motor da esteira para sincronização com a interface de realidade virtual.....	74
Tabela 04: Legenda dos marcadores.....	81
Tabela 05: Tempo de Passada. Médias e desvios padrão individuais.....	91
Tabela 06: Médias de tempos de passadas, D. P. e intervalos de confiança entre grupos.....	92
Tabela 07: Tempo de Contato. Médias e desvios Padrão individuais.....	93
Tabela 08: Cadência dos diferentes grupos.....	94
Tabela 09: Comprimento de Passada.....	95
Tabela 10: Dorsiflexão. Médias(graus), D. P. e intervalos de confiança entre grupos.....	98
Tabela 11: Plantiflexão. Médias (graus), D. P. e intervalos de confiança entre grupos.....	100
Tabela 12: Flexão joelho. Médias, D. P. e intervalos de confiança grupos.....	101
Tabela 13: Extensão joelho. Médias, D. P. e intervalos de confiança entre grupos.....	102
Tabela 14: Valores referentes a extensão do joelho.....	103
Tabela 15: Grupo Terra. Rotações da cabeça eixos x, y e z.....	104
Tabela 16: Grupo Marte. Rotações da cabeça eixos x, y e z.....	104
Tabela 17: Grupo Lua. Rotações da cabeça eixos x, y e z.....	104

LISTA DE SIGLAS

AVC – Acidente vascular cerebral

CD – Calcâneo direito

CE – Calcâneo esquerdo

C/RV – Com realidade virtual

FRS – Força de reação ao solo

HMD – Óculos de realidade virtual (Head Mounted Display)

IPCT – Instituto de Pesquisas Científicas e Tecnológicas

PUCRS – Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul

RV – Realidade Virtual

SAMSH – Sistema de Avaliação de Marcha em Simulação de Hipogravidade

S/RV – Sem realidade virtual

SSC – Sistema de Suspensão Corporal

TA – Tempo Aéreo

TAD - Terço anterior do pé direito

TAE – Terço anterior do pé esquerdo

TC – Tempo de Contato

TP – Tempo de Passada

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 01: Médias de Tempos de Passada.....	92
Gráfico 02: Valores para Cadência. Terra apresentou a maior média.....	94
Gráfico 03: Valores para dorsiflexão.....	99
Gráfico 04: Valores para plantiflexão.....	100
Gráfico 05: Valores para flexão de joelho.....	102
Gráfico 06: Valores para extensão de joelho.....	103
Gráfico 07: Rotações da cabeça nos eixos x, y e z.....	105

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS.....	IV
RESUMO.....	V
ABSTRACT.....	VII
LISTA DE FIGURAS.....	IX
LISTA DE TABELAS.....	XII
LISTA DE SIGLAS.....	XIV
LISTA DE GRÁFICOS.....	XV
SUMÁRIO.....	XVI
INTRODUÇÃO.....	01
OBJETIVOS.....	04
HIPÓTESES.....	05
CAPÍTULO I – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	06

1. Avaliação de marcha.....	06
1.1 <i>A marcha humana normal.....</i>	06
1.1.1 <i>Ciclo da marcha.....</i>	08
1.1.2 <i>Marcha patológica.....</i>	11
1.1.3 <i>Sistemas de análise de movimento.....</i>	12
1.1.4 <i>Análise cinemática da marcha: parâmetros espaciais e temporais.....</i>	15
1.1.5 <i>Análise cinética da marcha.....</i>	16
1.2 MICROGRAVIDADE E GRAVIDADE ARTIFICIAL.....	16
1.2.1 <i>Gravidade reduzida.....</i>	16
1.2.2 <i>Exploração espacial e atividade extraveicular (EVA).....</i>	18
1.2.3 <i>Exploração da Lua e de Marte.....</i>	19
1.2.4 <i>Respostas fisiológicas à microgravidade após viagens espaciais.....</i>	23
1.2.5 <i>Distúrbios posturais pós-vôo.....</i>	24
1.2.6 <i>Métodos de contramedida.....</i>	25
1.2.7 <i>Gravidade artificial: simulação de gravidade parcial.....</i>	26
1.2.7.1 <i>Imersão subaquática.....</i>	26
1.2.7.2 <i>Voô parabólico.....</i>	27
1.2.7.3 <i>Suspensão Corporal.....</i>	28
1.3 REALIDADE VIRTUAL.....	31
1.3.1 <i>Definições.....</i>	31
1.3.2 <i>Os sistemas de realidade virtual.....</i>	33
1.3.3 <i>A percepção de profundidade.....</i>	34

1.3.3.1 Efeitos visuais passivos.....	34
1.3.3.2 Efeitos visuais ativos.....	35
1.3.3.2.1 Esteroscopia e disparidade binocular.....	36
1.3.3.2.2.Paralaxe de movimento.....	38
1.3.3.3 Esteroscopia pelo computador.....	39
1.3.4 Tipos de dispositivos de exibição de imagens.....	40
1.3.4.1 Óculos de realidade virtual: HMD (Head Mounted Display).....	41
1.3.5 Técnicas de locomoção física.....	42
1.3.6 Realidade virtual e a fisioterapia.....	47
CAPÍTULO II METODOLOGIA.....	51
2.1 INSTRUMENTOS UTILIZADOS.....	51
2.1.1 DataQ.....	51
2.1.2 Equipamentos para videografia.....	52
2.1.3 Software de análise de movimento.....	53
2.1.6 Head Mounted Display (HMD).....	53
2.1.7 Inversor de frequência.....	54
2.2 EQUIPAMENTOS DESENVOLVIDOS.....	55
2.2.1 Sistema de suspensão corporal (SSC).....	55
2.2.1.2 Célula de carga.....	55
2.2.1.3 Harness.....	58
2.2.2 Eletrogoniômetros.....	58
2.2.3 Foot Switches.....	60
2.2.4 Esteira elétrica para interface com realidade virtual.....	61
2.2.5 Desenvolvimento do ambiente virtual.....	64

2.3 ESTUDOS PRELIMINARES.....	67
2.3.1 <i>Aferição dos eletrogoniômetros.....</i>	67
2.3.2 <i>Cálculo para a redução de peso corporal.....</i>	69
2.3.3 <i>Desenvolvimento de protótipos de Harness.....</i>	70
2.3.3.1 <i>Primeiro protótipo.....</i>	71
2.3.3.2 <i>Segundo protótipo.....</i>	71
2.3.3.3 <i>Protótipo final.....</i>	72
2.3.4 <i>Cálculo da velocidade da esteira elétrica.....</i>	73
2.3.5 <i>Ensaio de captura de movimento.....</i>	74
2.4 ESTUDOS PRINCIPAIS.....	77
2.4.1 <i>Preparação do set de filmagem.....</i>	79
2.4.2 <i>Instrumentação do indivíduo.....</i>	80
2.4.3 <i>Fase de coleta de dados.....</i>	84
2.4.4 <i>Determinação das variáveis.....</i>	85
2.4.4.1 <i>Variáveis descritivas.....</i>	88
2.4.4.2 <i>Variáveis Angulares: Eletrogoniômetros.....</i>	89
2.4.4.3 <i>Variáveis Angulares: HMD.....</i>	89
2.4.5 <i>Análises estatísticas dos dados.....;</i>	90
CAPÍTULO III RESULTADOS.....	91
3.1 Variáveis Descritivas: Foot switches.....	91
3.1.1 <i>Tempo de passada.....</i>	91
3.1.2 <i>Tempo de contato.....</i>	93
3.1.3 <i>Velocidade da marcha.....</i>	94
3.1.4 <i>Cadência.....</i>	94

3.1.5 Duração da passada.....	95
3.1.6 Comprimento da Passada.....	95
3.1.7 Duração da fase de apoio.....	96
3.1.8 Tempo Aéreo (TA).....	97
3.2 VARIÁVEIS ANGULARES: ELETROGONIÔMETROS.....	98
3.2.1 Tornozelo.....	98
3.2.2 Joelho.....	101
3.3 VARIÁVEIS ANGULARES: HMD.....	104
CAPÍTULO IV - DISCUSSÃO.....	106
4.1. VARIÁVEIS DESCRITIVAS.....	106
4.2 VARIÁVEIS ANGULARES	110
4.2.1 Tornozelo.....	110
4.2.2 Joelho.....	110
4.2.3 Cabeça (HMD).....	112
CAPÍTULO V – CONCLUSÕES.....	116
5.1 ESTUDOS FUTUROS.....	118
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	121

INTRODUÇÃO

O casamento de conteúdos ligados à área de saúde, engenharia elétrica e ciências da computação visa contribuir com diferentes propostas de tratamento e prevenção de doenças. Esta dissertação objetivou aprimorar um sistema de suspensão corporal e uma esteira elétrica, além de reunir outros instrumentos e técnicas para compor o Sistema de Avaliação de Marcha em Simulação de Hipogravidade (SAMSH) (Figura Organograma 01). Futuramente, a intenção é a utilização deste método como instrumento no tratamento de pacientes funcionalmente incapacitados de deambular.

A avaliação da marcha foi realizada a partir de medidas cinemáticas (variáveis temporais e angulares) e em diferentes condições de redução de peso corporal, caracterizando a simulação de hipogravidade. Este processo se deu a partir de um sistema de contrapesos (SSC), o qual realiza uma tração vertical do corpo do indivíduo, estando este preso através de um sistema de cintos (“*harness*”). A utilização de uma célula de carga no sistema permitiu que os percentuais de redução de peso fossem determinados com base nas constantes gravitacionais relativas aos corpos celestes a serem simulados: Lua e Marte. Na Lua, o indivíduo passou a pesar menos 60% de seu peso corporal total e em Marte, menos 30%.

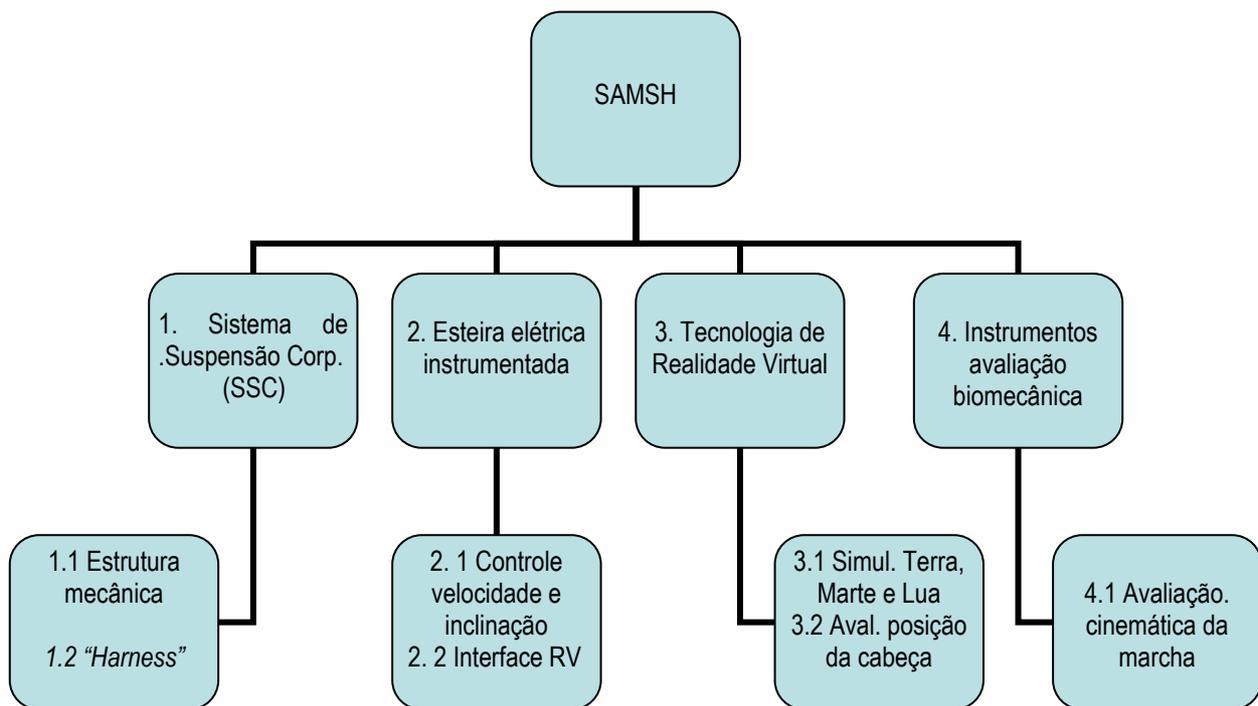


Figura 01: Organograma do sistema para avaliação de marcha em simulação de hipogravidade (SAMSH)

Um Sistema de Suspensão Corporal tem como objetivo facilitar o trabalho dos profissionais da reabilitação em relação ao treinamento de marcha, pois o sistema de cintos ("*harness*") proporciona ao terapeuta e ao paciente segurança em relação à queda. Com este advento, o fisioterapeuta possui maior liberdade de movimento para realizar técnicas e manobras facilitatórias, já que não há a necessidade de segurar o paciente durante o trabalho a ser realizado (BOEHRMAN AL, HARKEMA SJ, 2000).

Além da contribuição para científica para a Fisioterapia e Educação Física, o SAMSH poderá igualmente favorecer a medicina aeroespacial, por apresentar características de um simulador de gravidade reduzida. Esse tipo de equipamento

busca mimetizar condições de hipogravidade no intuito de verificar como se dão as respostas dos membros inferiores na vigência de uma diminuição da ação gravitacional. A utilização de tecnologia de Realidade Virtual favoreceu para a consistência do processo de avaliação de marcha proposto na pesquisa, por se tratar de um recurso de *feedback* sensorial ainda pouco explorado.

ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO:

- ▶ O primeiro capítulo é destinado a exposição dos conteúdos referentes à revisão da literatura, enfatizando tópicos como avaliação de marcha, microgravidade, realidade virtual, entre outros conceitos importantes para o entendimento da obra.
- ▶ O segundo, aborda a metodologia utilizada na pesquisa, desde os instrumentos utilizados, os equipamentos desenvolvidos, os estudos preliminares e principais, a coleta de dados e a determinação das variáveis.
- ▶ O terceiro capítulo é referente aos resultados.
- ▶ O quarto destina-se a discussão dos resultados.
- ▶ O quinto capítulo apresenta conclusão contendo propostas para os estudos futuros.
- ▶ Por fim, as referências bibliográficas utilizadas na confecção desta dissertação de mestrado.

OBJETIVOS

Objetivo Geral:

Desenvolver um Sistema seguro e eficiente para avaliação de marcha o qual possa ser utilizado tanto para fins de pesquisas nas áreas de Medicina Aeroespacial, Fisioterapia e Ciências da Computação, bem como, futuramente, servir de recurso para o tratamento de pacientes funcionalmente incapacitados de deambular.

Objetivos Específicos:

Desenvolver os instrumentos necessários para a realização do Sistema de Avaliação de Marcha em Simulação de Hipogravidade (SAMSH). Tal processo consistiu no aprimoramento de um Sistema de Suspensão Corporal e na instrumentação de uma esteira elétrica para a construção de uma plataforma de movimento como uma técnica de locomoção física em um ambiente virtual.

Realizar uma avaliação cinemática da marcha de um indivíduo caminhando sobre a esteira elétrica em diferentes condições de redução de peso corporal, simulando situações de hipogravidade a partir dos instrumentos utilizados e equipamentos desenvolvidos.

HIPÓTESES

- A redução da força gravitacional altera parâmetros cinemáticos da marcha

- A utilização de um HMD (óculos de realidade virtual) durante caminhada sobre uma esteira elétrica influencia no equilíbrio postural do usuário.

CAPÍTULO I – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

1. AVALIAÇÃO DE MARCHA

1.1 A Marcha Humana Normal

A marcha é uma forma de aquisição motora determinantemente humana, não apenas por sua condição bípede, já que existem animais que se locomovem em *bipedestação*, mas por apresentar eficiência e funcionalidade únicas. Em razão dos humanos apresentarem os pés como uma plataforma estável, dentro do quadro evolutivo, os membros superiores tornaram-se especializados para que pudessem ser usados como ferramentas de trabalho para a sua sobrevivência. Em relação às características da locomoção, sabe-se que os indivíduos caminham de maneiras diferentes, dependendo de diversos fatores, como dados antropométricos, modo próprio de andar, entre outros. Entretanto, a maioria das pessoas anda com razoável facilidade e diferenças estereotípicas sugerem a existência de processos patológicos. A aquisição da habilidade da marcha depende do desenvolvimento e amadurecimento do sistema nervoso e músculo-esquelético. Dentro do desenvolvimento neuroevolutivo da criança, a marcha é a última aquisição motora. (SUTHERLAND, D. H. et al. In: ROSE & GAMBLE, 1998: P.23).

A marcha humana é um processo de locomoção onde o corpo ereto em movimento é primeiramente apoiado por uma perna e logo pela outra. O ato de andar é caracterizado pela ação de forças contínuas de reação do solo que apóiam o corpo e pelo movimento periódico de cada um dos pés durante cada fase de apoio. (SUTHERLAND, D. H et al. In: ROSE & GAMBLE, 1998:P.23).

Em relação à movimentação corporal durante a marcha, conforme o corpo passa para o membro de apoio, se dão três desvios distintos a partir da uniforme progressão do ato de caminhar em linha reta. Esta progressão é caracterizada pela constante desaceleração do movimento (aumento e diminuição da velocidade corporal a cada passo). Além disso, o corpo sofre oscilações nos planos sagital e transversal de movimento, ou seja, o corpo sobe e desce e cai para um lado e outro, ligeiramente. Existe uma correlação destes movimentos entre si, de uma forma sistemática. É possível nomear esse conjunto de deslocamentos angulares de cada segmento corporal envolvidos no ato de caminhar de movimento de translação. O centro de massa de um corpo é um ponto abstrato que ao ser atravessado por qualquer plano de movimento ocasiona que os momentos de massa de um lado de um plano sejam iguais aos momentos de massa do outro. Quando o corpo estiver suspenso no seu centro de massa, a tendência é que não haja inclinação desse corpo. Durante a marcha, o centro de massa fica localizado na pelve e descreve uma curva sinusóide suave (INMAN, V.T.; RALSTON, H.J.; TODD, F. In: ROSE & GAMBLE, 1998).

Na figura 02 é possível observar os deslocamentos do centro de massa nos planos de movimento sagital (o qual divide o corpo em lado direito e lado esquerdo,

possibilitando a visualização dos movimentos de perfil: projeção representada em “a”); transversal (divide o corpo em metade superior e inferior permitindo a visualização de movimentos de cima e de baixo - letra “b”); e, por fim, o plano frontal (em “c”), que divide o corpo em metade anterior e posterior, possibilitando a observação de movimentos num plano frontal, tais como inclinações laterais de tronco, entre outros (CALAIS-GERMAIN, B., 2002).

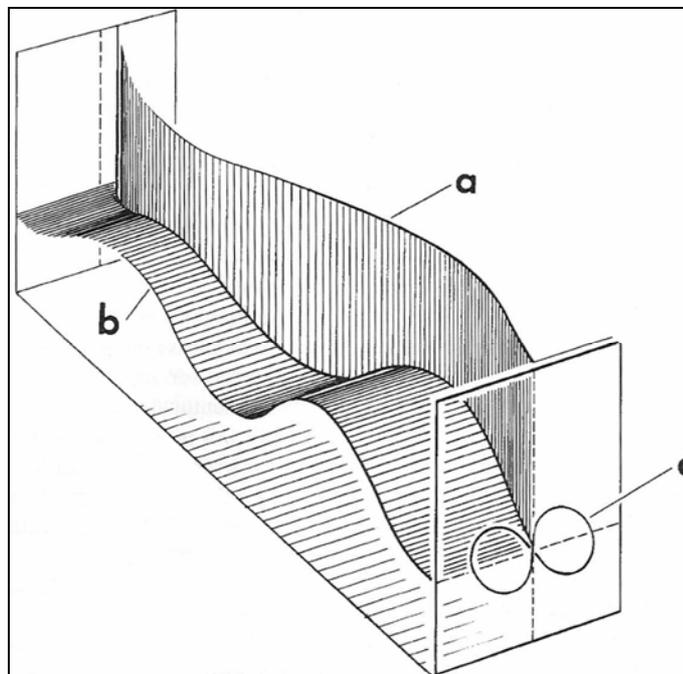


Figura 02: Centro de massa durante a marcha, a) deslocamento lateral; b) vertical e c) plano perpendicular às projeções a e b. Fonte: Rose & Gamble (1998, p.4).

1.1.1 Ciclo da Marcha

O ciclo da marcha é composto por eventos, períodos e fases. Os eventos são compostos pelo toque do pé no chão e pelo desprendimento desse mesmo pé, totalizando quatro por tratar-se de dois pés: TP (toque do pé), DPO (desprendimento

do pé oposto), TPO (toque do pé oposto) e desprendimento do pé (DP), respectivamente. As Fases são compreendidas pela Fase de Apoio (percentual do ciclo onde o pé está em contato com o solo) e a Fase de Balanço ou Balanceio (percentual do ciclo da marcha relacionada ao tempo em que o pé fica no ar). A Fase de Apoio é compreendida por três períodos: o Duplo Apoio Inicial (TP-DPO), o Apoio Simples (DP-TPO), o segundo Duplo Apoio (TP-DPO). A Fase de balanço é igualmente subdividida em três períodos: o Balanço Inicial (DP até a passagem do pé), o Balanço Médio (passagem do pé até a perna vertical) e o Balanço Terminal, que é relativo a desaceleração do membro (SUTHERLAND, D. H. et al. In ROSE & GAMBLE, 1998).

Um ciclo completo é correspondente a uma passada completa. Uma passada é o intervalo de tempo entre dois toques sucessivos da mesma região do mesmo pé, conforme representado na figura 03, onde esta se inicia com o apoio do calcâneo direito e termina com novamente seu apoio:

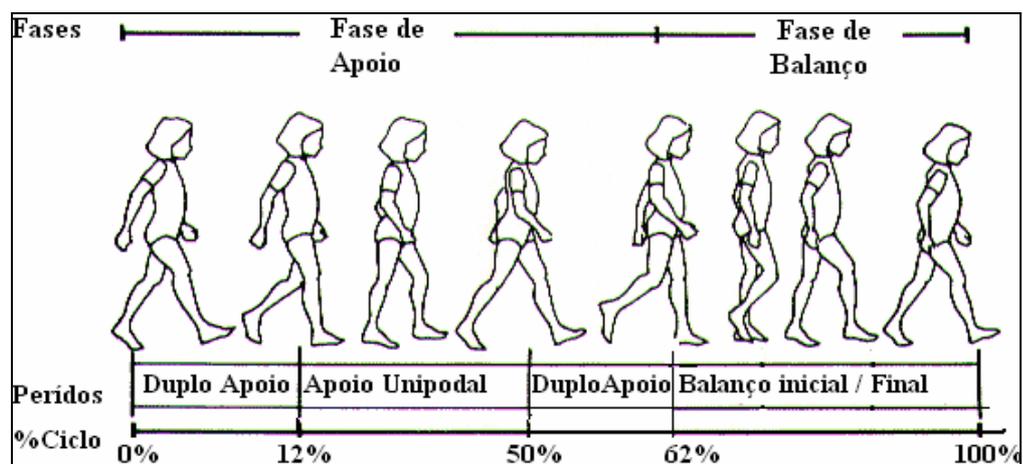


Figura 03: Fases e períodos do ciclo da marcha. ¹

¹ Fonte: PERRY, J. *History of study of locomotion*. Disponível em <http://www.univie.ac.at/cqa/history/modern.html>. Acesso em 19 de Dezembro de 2005.

Em uma análise cinemática completa, além da avaliação dos eventos que ocorrem no ciclo da marcha (explícito na figura 03) é de suma importância o conhecimento das ações musculares envolvidas nestas funções, para que através de dados diagnósticos se possa realizar um tratamento adequado e preciso. Na figura 04, podem ser observadas as ações dos grupos musculares de tornozelo e pé durante a marcha. Em 1 - 2: ação excêntrica dos flexores dorsais para o apoio do pé no solo - reto femoral flete o quadril e estende o joelho com auxílio do quadríceps na extensão do joelho; 3: ação do tríceps sural (gastrocnêmio e sóleo) e estabilizadores do joelho; 4: intrínsecos plantares, quadríceps, gastrocnêmios e glúteo máximo; 5 - 7: flexão de joelho, flexão de quadril e ação concêntrica dos flexores dorsais do pé para elevar o pé sem que os dedos arrastem no solo (CALAIS-GERMAIN, B., 2002).

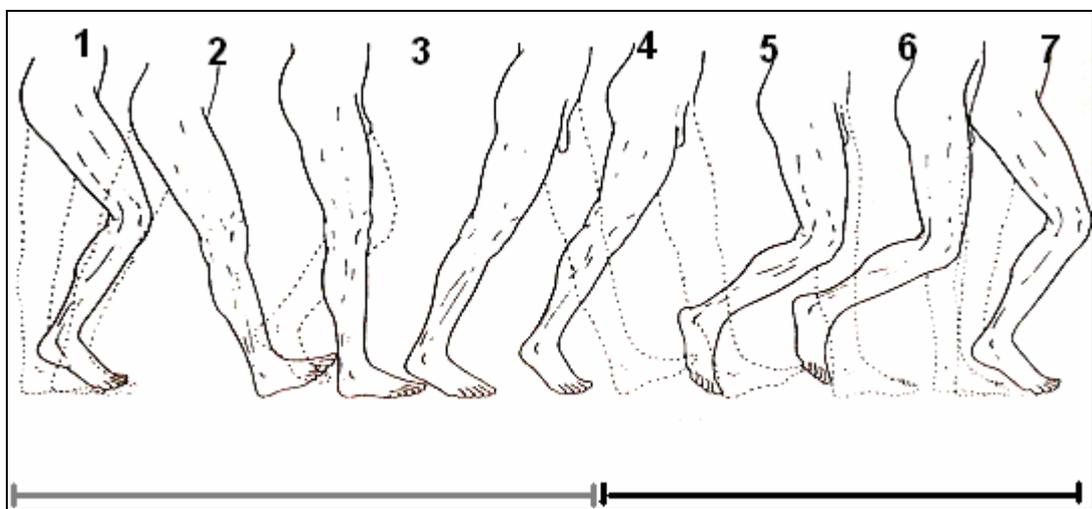


Figura 04: Ações musculares do membro inferior durante uma passada

Fonte: Calais – Germain (2002, p. 298).

— Cinza: Fase de Apoio; Preto: Fase de Balanço da Marcha

1.1.2 Marcha Patológica

A pesquisa descritiva expandiu o conhecimento sobre a marcha patológica a partir da variabilidade entre a população normal. A classificação dos pacientes gira em torno de paralisados cerebrais, lesados medulares, indivíduos que sofreram acidentes vasculares cerebrais e poliomielite, principalmente. O ato de locomover-se requer a integração de variados sistemas fisiológicos, para que o indivíduo possa apresentar uma marcha normal. Desta forma, características como estabilidade para um apoio antigravitacional, mobilidade para que haja movimentos suaves e o controle motor para que se possam coordenar todos os segmentos corporais durante a exigência do ciclo da marcha. Pacientes hemiplégicos, por exemplo, apresentam um deslocamento posterior do seu centro de gravidade e desequilíbrios nas transferências de peso durante o caminhar, devido à perda dos padrões de movimentos seletivos em função da espasticidade e do medo de uma possível queda. Não apenas doenças neuro-musculares, mas quaisquer outras patologias (ortopédicas, por exemplo) que alterem os padrões de marcha em um espectro dentro da normalidade, invariavelmente haverão de causar desequilíbrios funcionais e conseqüentemente dificuldades na execução do ato de caminhar (DAVIES, P., 1996).

As exigências para uma marcha saudável são as atividades funcionais básicas realizadas durante a passada, tais como a transferência de peso (Fase de Apoio), o Apoio Simples (Apoio Médio e Apoio Terminal) e a eficiência no avanço do membro (Fase de Apoio Final e durante o Período de Balanço). (ADAMS, J. M; PERRY, J. In: ROSE & GAMBLE, 1998).

Em relação às características temporais da marcha normal de um adulto, a Fase de Apoio representa 60% do ciclo e a Fase de Balanço 40%. O tempo de manutenção no Apoio Simples 40% e no Duplo Apoio 20%. As velocidades médias são de aproximadamente 85m/min. Em casos patológicos, apresentam-se assimetrias nas variáveis da passada e menor velocidade. Os parâmetros temporais e espaciais são marcadores muito importantes no estudo clínico da marcha. As fases temporais possibilitam investigar a existência de assimetrias em amputados e pacientes que sofreram Acidente Vascular Cerebral. Sabe-se que idosos que sofrem muitas quedas permanecem por mais tempo nas fases de apoio duplo e menos no apoio unipodal, denotando passos mais curtos (ADAMS, J. M; PERRY, J. In: ROSE & GAMBLE, 1998).

Segundo Davies (1996), o paciente que sofreu um acidente vascular cerebral tendo como resultado a hemiplegia apresenta assimetria durante a marcha em relação aos parâmetros tempo e distância, sendo estes de teor maior e menor, respectivamente.

1.1.3 Sistemas de Análise de Movimento

O principal objetivo da avaliação de marcha é utilizar instrumentos para quantificar a eficácia terapêutica, onde cada paciente terá seu próprio controle, a partir de avaliações pré e pós-operatórias. Além disso, a análise de marcha também é aplicada na verificação do desempenho de atletas de elite, captura de movimento

para aplicações em computação gráfica para construção de modelos virtuais, entre outros fins (ADAMS, J. M; PERRY, J. In: ROSE & GAMBLE, 1998).

O maior problema na avaliação visual da marcha é que a validade e a confiabilidade são questionáveis, ou seja, subjetivos. Desta forma, faz-se necessária a utilização de recursos tecnológicos para uma análise quantitativa e eficaz desta aquisição motora. (ROWE, P.J. In: DURWARD, B., R., BAER, G., ROWE, P., J., 2001).

A biomecânica é o estudo dos sistemas biológicos em uma perspectiva mecânica, onde a cinética e a cinemática são componentes ou subdivisões do estudo biomecânico. A cinética é o estudo das forças associadas ao movimento e a cinemática a descrição do movimento com base em parâmetros de velocidade das seqüências de movimento. Desta forma, as quantidades vetoriais cinéticas são: força, peso, pressão, peso específico e torque, e as cinemáticas são deslocamento, velocidade e aceleração. Historicamente, a fotografia introduziu o processo de quantificação do ato de caminhar com a utilização de múltiplas câmaras para a captura a partir dos estudos de Efman, em 1939. Depois surgiu a cinematografia através de J Paul, em 1967, com base na utilização de técnicas para determinar movimentos do corpo de quadro a quadro (*frame to frame*), podendo assim mensurar variáveis como velocidade, deslocamento e aceleração do movimento. Adiante, com a evolução da eletrônica, Cheng *et al*, em 1975, proporcionaram a digitalização de imagens analógicas e sua análise a partir do uso de computadores (ROWE, P.J.; In: DURWARD *et al* 2001).

Em relação à escolha do tipo de material e disposição aos marcadores sobre referenciais anatômicos, este se torna um processo de enorme importância na captura de movimento para uma eficaz análise, já que muitas vezes marcadores se sobrepõem ou somem do plano de visão de alguma das câmeras. Os dados são registrados a 50 Hz, equivalentes a 50 quadros por segundo. Quando a localização de cada marcador para cada *frame* for conhecida, os dados podem ser utilizados para calcular as posições articulares num plano tridimensional. Um marcador precisa aparecer na visão de duas câmeras, para que se faça uma reconstrução tridimensional do movimento. Como exemplos, existem sistemas de vídeo bastante tradicionais e atuais, tais como o *Ariel Performance Analysis System* (Ariel Performance Analysis System Ltd.), o *Peak Performance System* (Peak Performance Technology Ltd.), entre outros. Esses programas determinam os deslocamentos lineares e angulares de segmentos e articulações em três dimensões durante a movimentação do indivíduo (ROWE, P.J.; In: DURWARD *et al* 2001).

Além da cinematografia ou videografia, existem outros instrumentos para avaliação cinemática do movimento humano. O eletrogoniômetro, instrumento que determina alterações angulares de articulações; o acelerômetro, que é um transdutor para a medição direta da aceleração do movimento, entre outros. Em relação aos instrumentos para uma avaliação cinética do movimento, a eletroneuromiografia é uma técnica para registro da atividade elétrica produzida pelo músculo, além de avaliar as velocidades de condução nervosa, ou seja, a função neuromuscular; a dinamografia, técnica utilizada para medir forças e pressões da superfície plantar, é empregada em instrumentos tais como plataformas de força, comumente usada em análise de marcha, e plataformas de pressão (HALL, S.J., 2000).

1.1.4 Análise Cinemática da Marcha: Parâmetros Espaciais e Temporais

Em relação às variáveis relacionadas à avaliação de parâmetros espaciais da marcha, trata-se do estudo do posicionamento dos pés durante o andar. Um passo é definido como a distância entre os dois calcanhares no instante do toque do calcâneo no solo. Uma passada é a distância em cm durante o tempo de dois toques sucessivos do mesmo pé, ou ainda, cada passada é composta por dois passos (SUTHERLAND, D. H. & KAUFMAN, K. R., In: ROSE & GAMBLE, 1998). Segundo J. C. Wall (2001), jovens adultos saudáveis, caminhando em velocidade média e de livre escolha, apresentam uma passada de aproximadamente 1,4 metros e um passo de 0,7 metros.

Em se tratando de parâmetros temporais, a *cadência* é definida como o número de passos num intervalo de tempo (número de passos por minuto). A velocidade de marcha é a velocidade média adquirida após aproximadamente três passos (estágio rítmico), em cm/s ou m/min. Esses parâmetros são corretamente mensuráveis quando se trata de avaliar a marcha no chão, de velocidade livre e não em uma esteira elétrica, por exemplo. Para um indivíduo adulto e saudável, em marcha de escolha livre, uma passada tem duração de aproximadamente 1 s, logo 0,5 s cada passo, totalizando uma cadência de 120 passos/min (WALL, J. C. In: DURWARD, B., R., BAER, G., ROWE, P., J. 2001).

Uma velocidade de marcha economicamente ideal exige o mínimo esforço para uma distância mais longa por unidade de tempo. Esta velocidade, inicialmente

descrita por Klein Vogelbach, em 1976, gira em torno de 120 passos por minuto. O aumento da velocidade pode ocorrer pela diminuição do tempo da passada ao aumentar a cadência ou aumentando o comprimento da passada, geralmente pela combinação de ambos (DAVIES, P.; 1996).

1.1.5 Análise Cinética da Marcha

As quantidades cinéticas da marcha humana incluem parâmetros como a força de reação entre o pé e o chão, a força transmitida através das articulações, a energia mecânica e a potência transferida entre os segmentos corporais (MEGLAN, D.; TODD, F. In: ROSE & GAMBLE).

As principais técnicas para a medição de quantidades cinéticas são a eletromiografia e a dinamografia. A primeira consiste na mensuração da atividade mioelétrica, a partir do uso de transdutores. A segunda é baseada no uso de plataformas de força e de pressão, para medir forças e pressões das regiões plantares (HALL, 2000).

1.2 – MICROGRAVIDADE E GRAVIDADE ARTIFICIAL

1.2.1 Gravidade Reduzida

A força da gravidade é uma força constante e imutável que produz uma aceleração vertical, descendente e constante. Tal força provoca uma aceleração gravitacional na superfície terrestre de $-9,81 \text{ m/s}^2$, de grandeza negativa por

convenção, já que o sentido para cima é positivo e para baixo, negativo (HALL, 2000). A força gravitacional descrita por Isaac Newton (1642-1727) foi apoiada no estudo de Johannes Kepler (1571-1630) referente ao movimento dos planetas. Newton publicou a Lei da Gravitação Universal ², através da observação da existência de uma força de atração entre os planetas e o Sol e a Lua em relação à Terra, por permanecerem em órbita. Tal lei afirma que estes dois sistemas se atraem com uma força proporcional ao produto de suas massas e inversamente proporcional ao quadrado da distância entre os mesmos. Entretanto, a força entre dois objetos em superfície terrestre é muita pequena (MÁXIMO & ALVARENGA, 2000).

A microgravidade ou a gravidade reduzida não correspondem a uma gravidade nula (0G), apenas sugerem aparente falta dos efeitos gravitacionais. A microgravidade é a ausência da força gravitacional significativa, tendo em vista que esta força é diminuída e não anulada (RUSSOMANO, 1998).

A aceleração gravitacional que atua sobre um ônibus espacial em órbita é de aproximadamente $8,8 \text{ m/s}^2$ (a 300 km de altitude), ou seja, o valor da aceleração varia um pouco com a altitude em que o corpo se encontra e o veículo continuará em contínua queda livre em direção a Terra. Para evitar a queda do veículo na superfície terrestre, este orbitar o planeta em velocidade calculada, como o movimento de órbitas dos planetas em torno do Sol e da lua em torno da Terra. O fenômeno da queda livre ou imponderabilidade pode igualmente ser a explicação

² A Lei da Gravitação Universal, por Isacc Newton, foi publicada em *Philosophiae Naturalis Principia Mathematica*, 1687.

para a simulação de microgravidade produzida nos vôos parabólicos, onde a aceleração gravitacional é igual a velocidade do deslocamento do corpo do indivíduo, sugerindo a sensação de ausência de peso, de estar flutuando (TURNER, 2000).

1.2.2 Exploração Espacial e Atividade Extraveicular (EVA)

A exploração espacial tem como objetivo o estudo do espaço e seus astros a partir de um ponto de vista científico e econômico. Tais esforços envolvem tripulações em espaçonaves, ou envio de satélites, recursos de telemeria ou sondas teleguiadas para outros planetas. (NEWMAN, D. J. 2000).

A atividade extraveicular (*Extravehicular activity*, “EVA”) refere-se a caminhadas pelo espaço por astronautas fora do veículo ou estação espacial em órbita terrestre e igualmente dentro de operações na superfície lunar (figura 05).



Figura 05: À esq., rotina de trabalho de manutenção em EVA e à dir., a Missão Apolo 11 (1ª caminhada na Lua). Fonte: NASA/ESA Imagem: 1243 e 5927.

“A condução de experimentos num ambiente de microgravidade possibilita o melhor entendimento, e o posterior aperfeiçoamento na Terra, de processos físicos, químicos e biológicos.” (Agência Espacial Brasileira – AEB, 2005).³

1.2.3 Exploração da Lua e de Marte

Em uma ordem cronológica de fatos relacionados às explorações espaciais, o jovem cosmonauta russo Yuri Gagarin foi o primeiro homem no espaço em um vôo orbital de 108 minutos a bordo da nave Vostok I, em abril de 1961. A primeira EVA foi na missão Voskhod 2, a partir do cosmonauta Alexei Leonov, o qual “caminhou” no espaço durante 20 minutos, passeando pelo norte da África até o este da Sibéria, em Março de 1965. Ed White (Missão Gemini IV), primeiro americano a passear pelo espaço, em Junho de 1965. Em julho de 1969, durante a missão Apollo 11, Neil Armstrong tornou-se o primeiro homem a caminhar na Lua. A primeira e única atividade extra-veicular em espaço aberto fora da órbita terrestre ocorreu na missão Apollo 15, com o astronauta Alfred Worden, durante a viagem de retorno da Lua (1971) caracterizando a fase final e mais "científica" da exploração da Lua.⁴

Em relação à monitorização do planeta Marte, a primeira expedição que obteve pleno êxito foi realizada pela espaçonave Mariner 4. Lançada no dia 28 de Novembro de 1964, ela realizou uma viagem de oito meses ao redor do planeta, obtendo 21 fotos. Em julho de 2003 foram lançadas as naves Spirit and Opportunity e robôs da Missão Mars Rover, da NASA, que retornaram em janeiro de 2004. O

³ Disponível em: <www.aeb.gov.br> Acesso em Janeiro de 2006.

⁴ Fonte: NASA. “Lunar Exploration Time Line”

objetivo dessa missão foi executar levantamentos técnicos acerca da superfície marciana e, sobretudo, empreender estudos sobre a suposta existência de água no passado daquele planeta. Atualmente, o NASA's *Mars Reconnaissance Orbiter*, lançado em agosto de 2005 e previsto para retorno em Março de 2006, equipado com câmeras para fotografia de close-up da superfície marciana, carrega uma sonda para encontrar água sob a superfície, além de procurar locais seguros para aterrissagem em futuras explorações. Projetos para o futuro, tais como a missão Phoenix, com previsão de lançamento em agosto de 2007 e retorno em maio de 2008, o Mars Science Laboratory com previsão de lançamento em 2009 e volta em 2010, entre outros, objetivam aprofundar o conhecimento relativo às características climáticas e geológicas deste planeta, para auxiliar na preparação para o envio de homens. ⁵

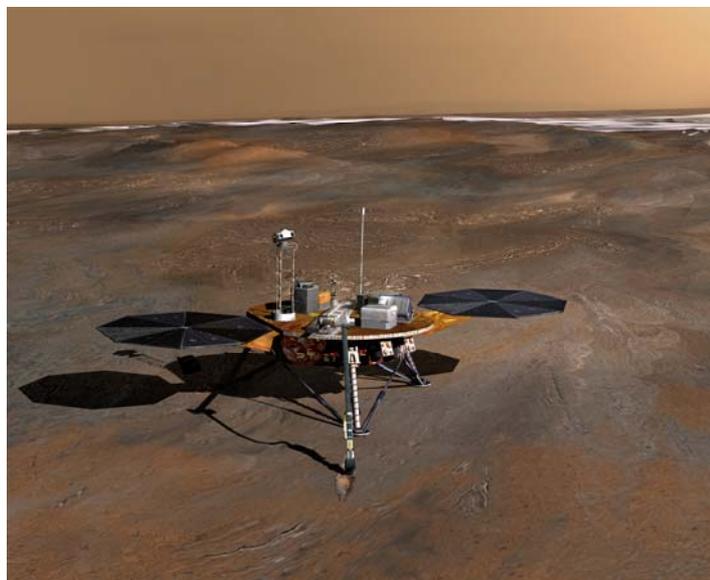


Figura 06: Missão Phoenix, lançamento em agosto de 2007, instalará seu braço robótico até 1,6 pés nas camadas de gelo.

⁵ Fonte: “Missions to Mars: historical log.”

Disponível em: <http://marsprogram.jpl.nasa.gov/missions/log/>

É de fundamental importância o conhecimento de características relativas a determinados corpos celestes quando se busca a exploração espacial. Informações referentes a condições climáticas, valores gravitacionais na superfície, entre outras, são básicas para a preparação da tripulação e de instrumentos de trabalho. Na tabela 01, é possível visualizar as diferenças existentes entre a Lua e Marte, tais como valores relativos a gravidade nas superfícies e as temperaturas, além de informações relevantes para possíveis explorações espaciais. Em contraponto à gravidade terrestre (1G; 9,8 m/s²), em Marte a 0,38G têm-se 3,7 m/s² e na Lua a 0,17G em torno de 1,6m/s².

	LUA	MARTE
Massa (kg)	7.349e+22	6,421e+23
Massa (Terra = 1)	1.2298e-02	1,0745e-01
Raio equatorial (km)	1,737. 4	3.397,2
Raio equatorial (Terra = 1)	2.7241e-01	5,3264e-01
Densidade média (gm/cm ³)	3.34	3,94
Período de rotação (dias)	27.32166	1,025957
Período orbital (dias)	27.32166	686,98
Velocidade orbital média (km/s)	1.03	24,13
Excentricidade orbital	0.0549	0,0934
Inclinação do eixo (graus)	1.5424	25,19
Inclinação orbital (graus)	5.1454	1,850
Gravidade à superfície no equador (m/s ²)	1.62	3,72
Velocidade de escape no equador (km/s)	2.38	5,02
Albedo geométrico visual	0.12	0,15
Magnitude (Vo)	-12.74	-2,01
Temperatura máxima à superfície	123C	20°C
Temperatura mínima à superfície	-233C	-140°C

Tabela 01: Características Físicas dos corpos celestes Lua e Marte.
 Fonte: ESA “Mars Express” <http://www.esa.int/esaCP/index.html> e
<http://astro.if.ufrgs.br/index.htm>

A Lua orbita em torno da Terra, sendo seu único satélite natural. Tem cerca de um quarto do diâmetro da Terra, ou seja, é um satélite muito grande comparado ao corpo que orbita. É o corpo celeste mais próximo da Terra, estando a cerca de 380 mil km de distância em contraponto ao Sol, a 150 milhões de quilômetros. A Lua é composta praticamente pelos mesmos minerais encontrados aqui na Terra, segundo o estudo realizado nas amostras trazidas pelos astronautas. Ela não tem um campo magnético global, embora algumas das suas rochas exibam magnetismo remanescente, o que indica que possa ter tido um campo magnético global no começo da sua história. Na tabela 01, pode-se observar algumas características físicas sobre a lua e marte.⁶

O planeta Marte (“planeta Vermelho”), o quarto planeta distante do Sol, é um grande deserto, contendo rochas, areia e gelo (de dióxido de carbono). A atmosfera, bem rarefeita, é composta basicamente por dióxido de carbono (aproximadamente 95%) e um pequeno percentual de vapor de água (0.03%). A cor do céu marciano depende da quantidade de poeira em suspensão na atmosfera, mas sua coloração constantemente avermelhada vem da presença de óxido de ferro (ferrugem) em sua superfície. Como contém muita rocha e areia, e também ventos violentos, são comuns tempestades de areia gigantescas (a poeira chega a cobrir o planeta praticamente inteiro em determinadas épocas do ano). Apresenta, também, vulcões de até 24 km de altura [4].

⁶ Fonte: Departamento de Astronomia do Instituto de Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Disponível em: <http://astro.if.ufrgs.br/index.htm>

1.2.4 Respostas Fisiológicas à Microgravidade após Viagens Espaciais

Nos primeiros vôos tripulados no espaço, houve um grande interesse a cerca dos efeitos da redução de peso e sobre a fisiologia do corpo humano. Tais efeitos incluíam o medo de colapsos cardiovasculares, disfunções gastrointestinais, desorientação, reações de pânico, problemas oculomotores e a sensação “de estar sempre caindo”. A consequência adversa mais percebida por astronautas e cosmonautas foi a sensação de náusea causada por viagens espaciais de curta duração (“*space motion sickness*”). Esta indisposição resulta da falta de preparo para a viagem, da mesma forma que o “*mal de débarquement*”, síndrome definida por uma sensação persistente de oscilação e balanço do corpo, comumente sentida nas viagens marítimas, que ocorre logo após a aterrissagem da nave espacial. Podem-se chamar essas duas manifestações de síndrome da adaptação do espaço. Além da alteração do funcionamento de estruturas do Sistema Vestibular, verificaram-se também modificações nos reflexos espinhais no indivíduo. Alterações do tecido ósseo e na estrutura do músculo, em propriedades de neurônios motores, e talvez na organização funcional cerebral também ocorram durante missões de mais longa duração (LACKNER & DIZIO, 2000).

Em relação ao Sistema cardiovascular, Charles & Lathers (1991) observaram uma série de alterações fisiológicas em face à redistribuição dos fluidos corporais. Com a redução da ação da força gravitacional, tem-se a síndrome de “Puff Face e Bird Legs”, caracterizada pelo aumento da circulação na cabeça (coloração rosada no rosto) e diminuição do volume nos membros inferiores, devido ao direcionamento do fluxo sanguíneo no sentido caudo-cranial, (figura 07). Este

processo ocorre durante uma fase de adaptação a condição de microgravidade, durando em média de três a cinco dias após o início da viagem espacial.

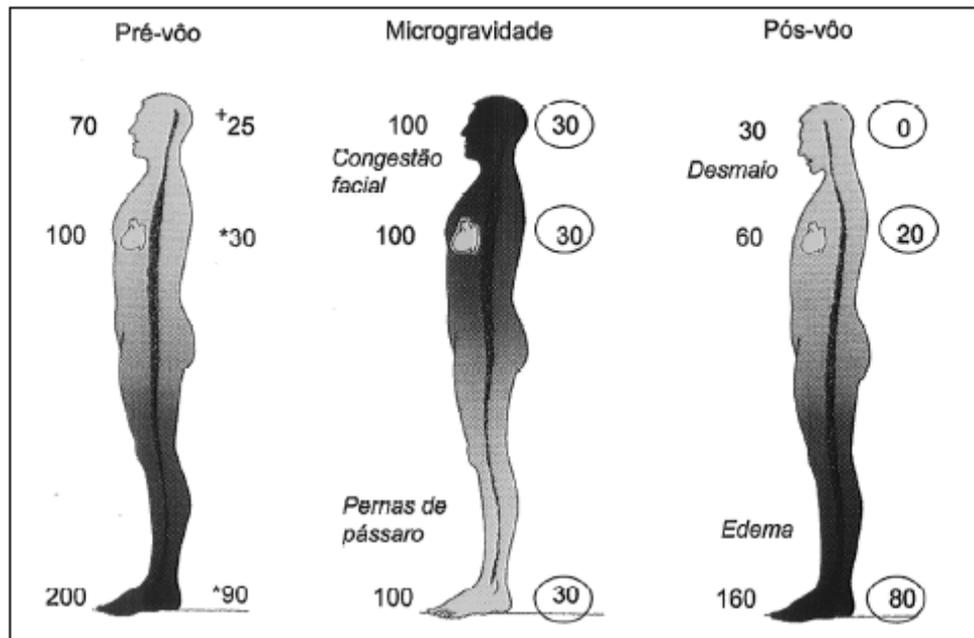


Figura 07: Hemodinâmica em microgravidade, “Puff-Face e Bird Legs”. Fonte: Santos & Bonamino, (2003).

Em microgravidade ocorre aumento da pressão arterial (valor numérico na frente do manequim) e capilar (valor numérico atrás do manequim) na cabeça e redução de ambas ao nível dos pés. No retorno a Terra, observam-se diminuição da volemia, acúmulo de sangue nos membros inferiores e redução generalizada das pressões arterial e capilar (SANTOS & BONAMINO, 2003).

1.2.5 Distúrbios Posturais Pós-voô

Um controle postural na Terra e em condições de redução de peso envolve diferentes fatores. Em um ambiente terrestre, durante a manutenção do equilíbrio estático, o centro de massa corporal deve ser mantido acima da área de apoio dos

pés ou o corpo tenderá a cair. Todos os movimentos do corpo que afetem as posições estáticas e dinâmicas do centro de massa devem ser precedidos ou acompanhados por adaptações de outros segmentos a fim de manter equilíbrio. Em condição de gravidade reduzida, o corpo inteiro está em queda livre, resultando na alteração da consciência corporal e igualmente em relação à orientação espacial deste indivíduo perante a estrutura interna do veículo. Estudos relacionados à avaliação do controle postural no pré e pós vôo foram realizados desde as missões de Apollo (Homick e Miller 1975; Homick et al. 1977; Homick e Reschke 1977; Kenyon e Jovens 1986) e igualmente para tripulantes da MIR. Foram encontraram perdas em baterias de testes que provocavam desequilíbrio postural, em comparação aos resultados referentes ao pré-vôo (LACKNER & DIZIO, 2000).

1.2.6 Métodos de Contramedida

O propósito de utilização de exercícios como método de contramedida dentro da ciência aeroespacial é principalmente prevenir ou minimizar os efeitos deletérios da longa exposição em ambientes de gravidade reduzida. Hipotrofia muscular, diminuição de massa óssea, redução da capacidade funcional dentre outras conseqüências geradas pela microgravidade podem ser observadas quando os tripulantes retornam à força gravitacional terrestre. Durante os vôos espaciais, o peso corporal do indivíduo é reduzido à zero, acarretando a diminuição do stress nos ossos dos membros inferiores, os quais apresentam o maior percentual de desmineralização em relação ao resto do corpo. Recentes estudos têm mostrado que a perda mineral óssea em extremidades inferiores pode continuar por muitos meses no espaço e que essas modificações podem ser irreversíveis. Embora os

métodos de contramedida mais utilizados em protocolos de exercícios realizados a bordo de naves (cicloergômetro e esteira elétrica) sejam eficazes na prevenção do descondicionamento cardiovascular, ainda não foi possível inibir a perda mineral óssea produzida em função da microgravidade. Mesmo com horas de exercício diário, em rotinas de 1G de carga sobre o corpo, aproximadamente 1% de osso conteúdo mineral é perdido a cada mês em vôo orbital. (LE BLANC, A.; SHAKELFORD L, 1998).

A aplicação de forças mecânicas durante uma atividade física normal pode ser definida como estímulo mecânico e pode causar uma pequena deformação na arquitetura óssea, o que estimula a osteogênese. Desta forma, o exercício físico pode atuar diretamente na formação óssea. A imobilização leva a um processo de reabsorção óssea (HART *et al* 2001, *apud* VALADARES, A. 2004).

1.2.7 Gravidade Artificial: Simulação de Gravidade Parcial

As técnicas de simulação de redução de força gravitacional servem para preparar o candidato a uma melhor adaptação às viagens espaciais. São três as técnicas primárias para simular gravidade parcial (tanto para Lua ou Marte): a imersão subaquática (*Neutral Buoyancy*), os vôos parabólicos e a suspensão corporal (NEWMAN, 2000).

1.2.7.1 Imersão Subaquática

A imersão em água oferece liberdade em relação a restrições de tempo e de movimento, mas o obstáculo de hidrodinâmica é desvantajoso para estudos de

movimento humano. Esta técnica é realizada em gigantescas piscinas, sendo conhecido como *Neutral Buoyancy*. A redução do peso corporal está associada à presença da força de empuxo em função do meio líquido. O NBL, *Neutral Buoyancy Laboratory*, foi calculado para a realização de tarefas simultaneamente, cada uma utiliza maquetes de escala grande para produzir um treinamento significativo em conteúdo e duração (Figura 08). São 202 pés em comprimento, 102 em largura e 40 em profundidade (20 pés acima de nível de chão e 20 pés abaixo), comportando 6.2 milhões de galões de água (STRAUSS *et al*, 2005).



Figura 08: Neutral Buoyancy Laboratory (NBL), NASA
<http://www1.jsc.nasa.gov/dx12/about/index.shtml>

1.2.7.2 Vôo Parabólico

Aviões podem atingir baixas gravidades em períodos de 25 segundos, ou mais longas. O NASA Johnson Space Center, em Houston, opera uma aeronave KC-135 para o treinamento de astronautas e condução de experimentos. Esse tipo de vôo tem uma duração de 2 a 3 horas, carregando experimentos e os tripulantes a uma altitude inicial de aproximadamente 7 km acima do nível do mar. O avião sobe

rapidamente realizando um ângulo de 45° (“pull up”), traça uma parábola (“push over”) e desce num ângulo de 45° (“pull out”). (Figura 09). Durante as fases de “pull up” e “pull out”, a gravidade permanece entre 2.0G e 2.5G. No momento da parábola, em altitudes entre 7.3 e 10.4 quilômetros, atingindo uma aceleração tão pequena quanto 10^{-3} G. Geralmente nesses vôos ocorrem 40 trajetórias parabólicas. A aeronave KC da NASA-135 ou IL russo-76 tipicamente é usada para simular gravidade parcial por voar em trajetórias Keplerianas pelo céu. Esta técnica fornece aproximadamente 20, 30, e 40 segundos para microgravidade, gravidade lunar, e provas de gravidade marciana, respectivamente. O vôo parabólico é o único meio de efetuar gravidade parcial verdadeira na terra, mas os experimentos são caros e de duração limitada (NEWMAN, 2000).

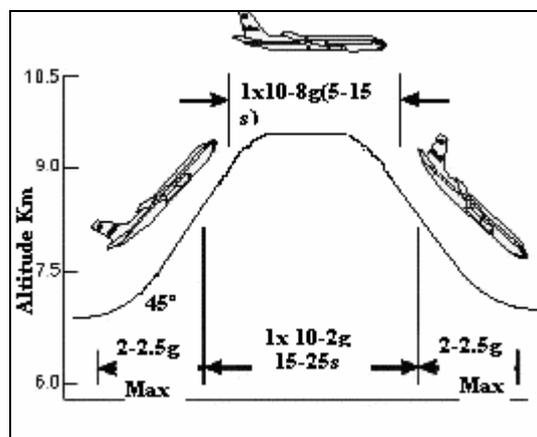


Figura 09: Vôos parabólicos e microgravidade

Fonte: <http://quest.nasa.gov/smore/background/microgravity/MGintro3.html>

1.2.7.3 Suspensão Corporal

Muitos sistemas de suspensão de gravidade-parcial ou sistemas de suspensão corporal foram projetados e usados desde o programa Apollo. O método

de suspensão corporal utiliza cabos verticais para suspender os segmentos importantes do corpo e alivia algum peso externado no chão, simulando, assim, gravidade parcial. Os sistemas de suspensão freqüentemente têm recursos para a técnica de simulação de gravidade parcial bem econômica, mas incorrem falta de liberdade de movimento. Para simulação de hipogravidade a partir do método de contramedida de suspensão corporal, pesquisadores como *Brian L. Davis & Peter R. Cavanagh* (*Penn State Zero Gravity Locomotion – ZLS*) e *Susan E. D’Andrea* (*Zero Gravity Simulator – ZGS*) utilizaram simuladores de gravidade reduzida. Estes equipamentos consistem basicamente em um sistema de suspensão corporal onde o indivíduo permanece tracionado em uma posição de supino (“barriga para cima”) caminhando na esteira disposta verticalmente ao solo (Figura 10). Estudos mostraram que a partir destes instrumentos é possível simular as respostas de impacto dos membros inferiores em exercícios de esteira tal qual ocorre dentro da espaçonave ou em vôos parabólicos (D’ANDREA & PERUSEK, 2005).

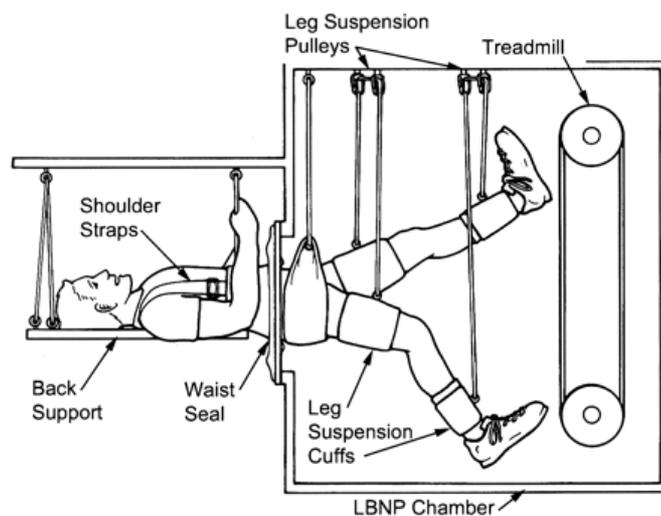


Figura 10: Zero Gravity Simulator (ZGS)

Ao trabalhar com a suspensão corporal vertical, Donelan & Kram (2000) desenvolveram um simulador de gravidade reduzida, no qual aplicava uma força ascendente sobre o tronco do indivíduo através de um *harness* anexado a um sistema de roldanas que permitia a movimentação horizontal do indivíduo. Molas que faziam parte da estrutura do sistema serviam para minimizar as flutuações de força permitindo suavidade no movimento da marcha. Tais flutuações foram medidas a partir de um transdutor de força (plataforma de força modelo 9212 da *Kistler Instrument Corporation, USA.*) acoplado sob a cinta de uma esteira elétrica possibilitando, portanto, uma análise cinética do movimento do indivíduo em condições de redução de força gravitacional (Figura 11).

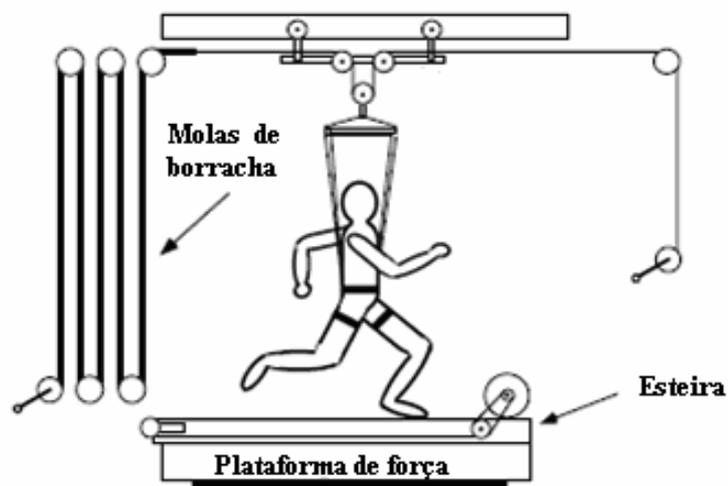


Figura 11: Simulador de gravidade reduzida com tração vertical.
Fonte: Donelan & Kram (2000).

1.3 REALIDADE VIRTUAL

1.3.1 Definições

O termo “realidade virtual” foi criado por Jaron Lanier, no final dos anos 1980, resultado da busca da fusão do mundo real com o virtual. O autor utilizou como base teórica a criação de Ivan Sutherland, em 1960, que através da computação gráfica desenvolveu o primeiro capacete de realidade virtual (Kirner, Tori, 2004). A realidade virtual vem experimentando um desenvolvimento acelerado nos últimos anos e indicando perspectivas bastante promissoras para os diversos segmentos vinculados com a área. Ela tem sido aplicada na maioria das áreas do conhecimento, dentre elas a medicina, mecânica, treinamento militar, ergonomia, entretenimento, e gerado um grande investimento por parte das indústrias na produção de hardware, software e dispositivos de entrada e saída, (SILVA et al. 2004).

São diversos os conceitos e definições sobre a terminologia “Realidade Virtual”, onde todas envolvem características como imersão e interatividade. A Interação do usuário com o ambiente virtual é referente à capacidade do computador em detectar os movimentos do usuário e atualizar-se rapidamente, modificando os aspectos da aplicação. A navegação é a forma mais básica de interação, onde o usuário atua em um ambiente tridimensional, num passeio exploratório. As formas

mais complexas de interatividade estão relacionadas à seleção e manipulação de objetos no mundo virtual. (KIRNER, C.; TORI, R.; 2004).

Para obter interatividade é essencial a geração das imagens em tempo real, o que geralmente exige um sistema computacional complexo e uso de várias técnicas para otimização da renderização, principalmente quando o mundo virtual apresentar grande volume de dados. (RAPOSO A., SZENBERG, F.; GATTASS, M.; CELES, W.; 2004).

Existem diferenças entre termos técnicos envolvendo a realidade virtual, qual contém nas suas extremidades o mundo real (MR) e o virtual (MV), (Figura 12). Entre esses extremos, existe a Realidade Misturada (RM), onde se tem a sobreposição de objetos virtuais em 3 d gerados pelo computador e transmitidos ao usuário com algum tipo de dispositivo, tal como um HMD (*Head Mounted Display*) ou ainda a de um monitor a partir da sobreposição de objetos virtuais num mundo real. A realidade misturada (RM) pode ser denominada Realidade Aumentada (RA) quando o ambiente principal for real ou ainda houver predominância do mesmo no ambiente misturado. A Virtualidade Aumentada (VA) se refere à inserção no ambiente virtual, onde são colocadas imagens do mundo real como, por exemplo, uma imagem de videoconferência, ou ainda a utilização de um monitor onde objetos reais obtidos por vídeo ou textura do mundo virtual são sobrepostos (RAPOSO A., SZENBERG, F.; GATTASS, M.; CELES, W.; 2004).

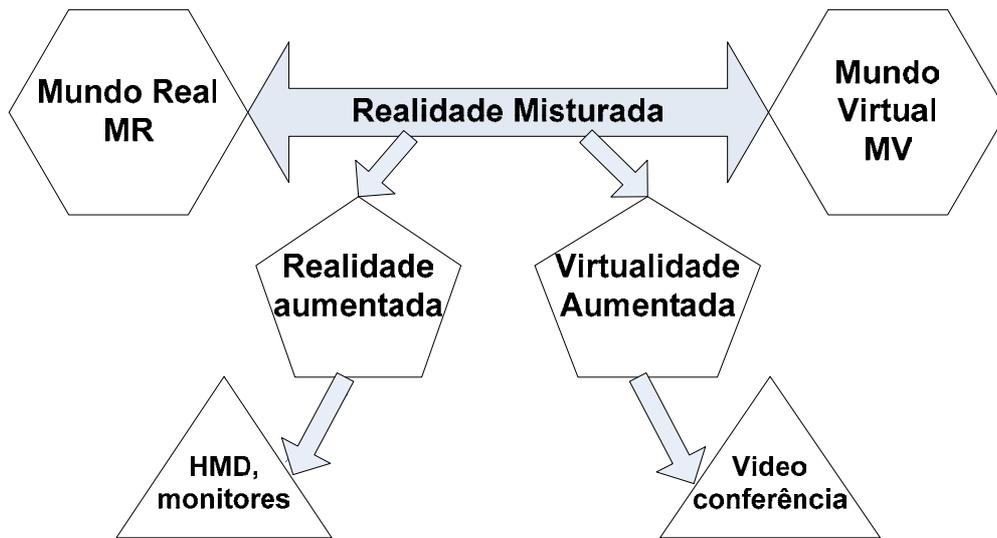


Figura 12: Diagrama espectro RV

1.3.2 Os Sistemas de Realidade Virtual

Analisando-se um sistema de realidade virtual, devem ser feitas considerações a respeito do ambiente virtual, ambiente computacional, a tecnologia de realidade virtual e as formas de interação do usuário com o ambiente virtual. A primeira está relacionada à geometria das formas, cores, texturas e iluminação do ambiente, contendo objetos virtuais, sendo estes estáticos ou dinâmicos. O ambiente computacional é caracterizado por um sistema contendo canais de entrada (rastreamento de posição e orientação de segmentos corporais do indivíduo) e saída (para a visualização, emissão de sons e tato), além de assegurar um comportamento em tempo real. A tecnologia de realidade virtual está relacionada aos hardwares utilizados para a interação do usuário com o ambiente virtual, como os rastreadores, navegadores 3 d, capacetes, dispositivos de áudio, luvas, entre outros. Por fim, as formas de interação com o ambiente virtual, tais como a

manipulação e seleção de objetos e a navegação em ambientes tridimensionais imersivos (KIRNER & TORI, 2004).

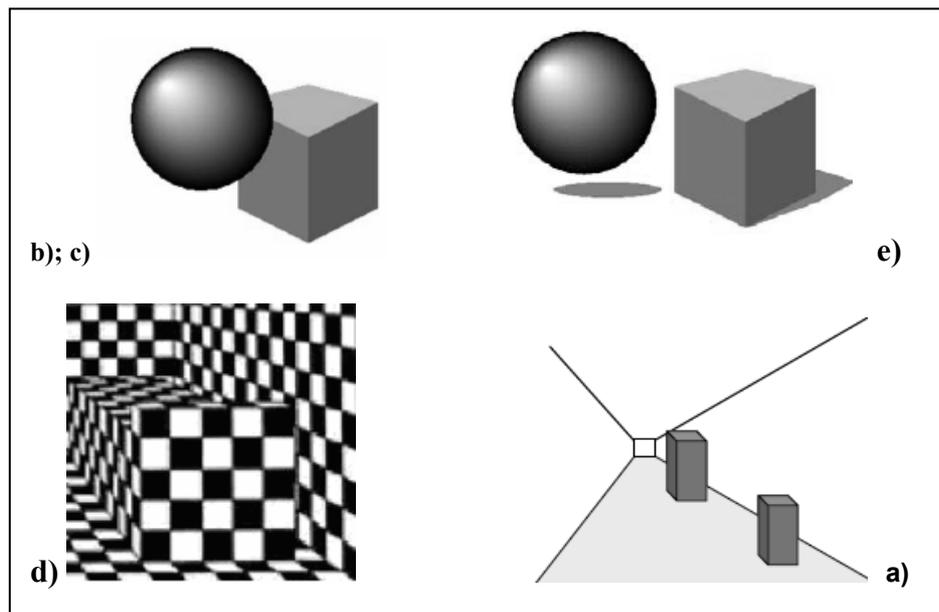
1.3.3 A Percepção de Profundidade

A informação de profundidade auxilia o usuário perante as diferentes formas de interação em um ambiente virtual, tais como tarefas de seleção, manipulação ou navegação (BOWMAN, D. *et al*, 2004).

1.3.3.1 Efeitos Visuais Passivos

São características da visão monocular as funções visuais que permitem perceber o tamanho, a forma e o contorno dos objetos distantes do olho utilizando apenas o olho direito ou o esquerdo, diferentemente da visão binocular, a qual utiliza ambos os olhos para produzir imagens tridimensionais e de perceber a profundidade com elevada qualidade. Os chamados efeitos passivos são os responsáveis pelo fornecimento de características tridimensionais de uma determinada cena ou imagem. São eles: a perspectiva, a iluminação, a oclusão, a textura e a sombra (Figura 13). A perspectiva fornece a noção de que os objetos do fundo são maiores que os localizados mais à frente na cena. A iluminação proporciona uma melhor visualização de características dos objetos de uma cena. A oclusão serve como um referencial de localização de objetos em termos de distância, pois consiste em escondê-los total ou parcialmente. A textura representa um decréscimo nos tamanhos indicando pontos onde se projetam algumas direções, definidos como

ponto de fuga, fornecendo uma noção de profundidade. A sombra é um efeito que fornece a informação da localização de um objeto em relação a um plano de apoio, ou seja, se este está ou não encostado num plano de apoio (KIRNER, C. & TORI, R. 2004).



**Figura 13: Efeitos visuais passivos. Oclusão e brilho (b; c), sombra (e), textura (d) e perspectiva (a).
 Fonte: Kirner e Tori, (2004, p. 181-182)**

1.3.3.2 Efeitos Visuais Ativos

Os efeitos visuais ativos estão relacionados às funções do Sistema Visual humano. Para que se possa perceber a distância de determinado objeto, faz-se necessário o conhecimento sobre a noção de profundidade do mesmo em relação ao plano de visão. Desta forma, a distância é determinada pelo tamanho da imagem, pelo fenômeno da paralaxe do movimento e pela estereoscopia. O conhecimento da

distância da imagem a partir do tamanho de um objeto é uma característica relacionada ao conhecimento prévio que se tem de informações visuais relativas a tamanhos e distâncias de elementos reais, a partir de informações retinianas e corticais (GUYTON & HALL, 1996).

As funções de acomodação e convergência, a partir do Sistema Óculo-Motor, promovem a sensação de profundidade visual. A acomodação está relacionada à capacidade de contração e relaxamento das lentes dos olhos (cristalino), a partir dos músculos oculares durante a focalização de uma determinada imagem. Quando um objeto estiver longe, os músculos relaxam, ao contrário ocorre quando estiver perto. A convergência é referente à rotação dos olhos do observador no processo de fusão das imagens a partir dos dois olhos de acordo com a distância do objeto observado. Está relacionada à visualização de objetos próximos ao observados, diferentemente da divergência, que se refere à visualização de objetos distantes do observador (BOWMAN, D. *et al*, 2004).

1.3.3.2.1 Esteroscopia e Disparidade Binocular

A estereoscopia visual é classificada como efeito ativo na percepção da tridimensionalidade de uma imagem, pois não está presente diretamente na mesma, pois depende do funcionamento do Sistema Visual. Está relacionada à capacidade de enxergar em três dimensões, isto é, de perceber a profundidade de uma imagem. Em Realidade Virtual, a visão estereoscópica é um importante fator na determinação do nível de imersão no sistema (SISCOUTTO, R. *et al*. In: KIRNER & TORI, 2004).

A visão monocular é referente a uma percepção ruim de profundidade, pois utiliza apenas do efeito de perspectiva como atributo, onde o tamanho aparente dos objetos diminui à medida que os mesmos se afastam do observador. Assim, os objetos mais próximos acabam escondendo os objetos mais distantes que se encontram sobre o mesmo eixo de perspectiva. Em contrapartida, a visão tridimensional é resultado da interpretação, realizada pelo Sistema Nervoso Central, de duas imagens bidimensionais capturadas por cada olho a partir de dados sobre o grau de convergência e divergência. Os olhos humanos estão em média a 65 milímetros um do outro e podem convergir de modo a cruzarem seus eixos em qualquer ponto a poucos centímetros à frente do nariz, ficando estrábicos; podem também divergir ou ficar em paralelo quando se foca algo no infinito (GUYTON, 1996).

A disparidade binocular é referente à diferença entre as duas imagens exibidas aos olhos anteriormente a fusão realizada pelo cérebro, através da acomodação e convergência, denominada de estereoscopia. Para que esta possa ocorrer, a distância dos objetos em relação aos olhos deverá próxima, pois ocorre disparidade binocular muito pequena nessas circunstâncias (Figura 14). Para melhorar a percepção visual, imagens nos dois olhos se fundem uma com a outra sobre “pontos correspondentes” das retinas, que informam o córtex visual (BOWMAN, D. et al, 2004).

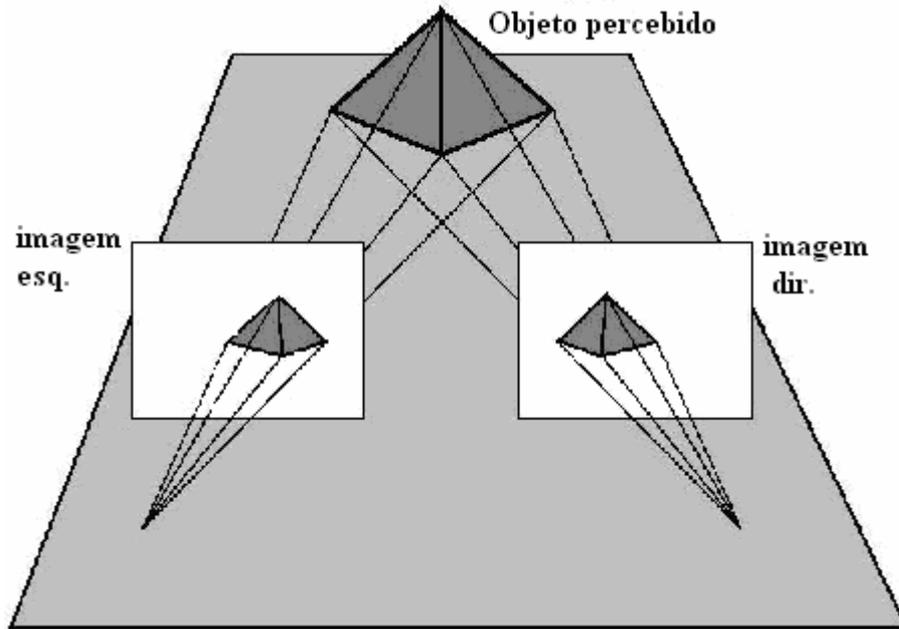
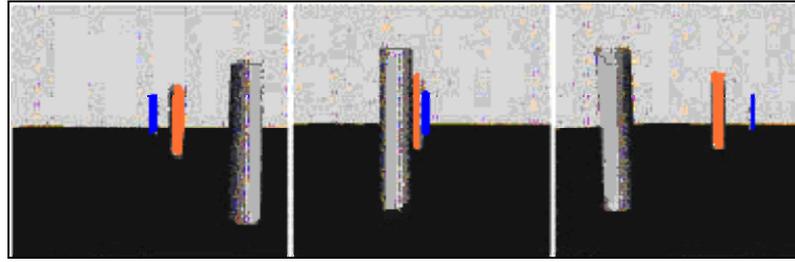


Figura 14: Disparidade Binocular: Visão estereoscópica⁷

1.3.3.2 Paralaxe de Movimento

A paralaxe de movimento igualmente fornece informações sobre a distância dos objetos, a partir a movimentação dos mesmos ou do indivíduo (Figura 15). Aqueles objetos que estiverem mais próximos do observador em relação ao campo de visão, conseqüentemente movem-se mais. Isto, pois a longas distâncias, as imagens dos objetos parecem ser estacionárias, devido a incompletude da percepção por parte da retina (BOWMAN, D, et al, 2004).

⁷ Fonte: Hoang, B; Kaasten, S; “*Presence*” chapter 24 A, Lecture 1; 1999. University of Calgary, Software Engineering Research Network. Disponível em: <<http://sern.ucalgary.ca/>> Acesso em 17 de Setembro de 2004.



**Figura 15: Fenômeno de Paralaxe, mostrando como as imagens tornam-se diferentes de acordo com a movimentação do observador.
Fonte: Bowman, Kruijff, LaViola e Poupyrev (2004, p. 38)**

1.3.3.3 Esteroscopia Pelo Computador

O princípio de funcionamento da maioria dos dispositivos estereoscópicos é o oferecimento de imagens distintas aos olhos do observador, proporcionando sensação de profundidade, como quando se observa um objeto real (Fontoura, 2001). Estas imagens são ligeiramente diferentes entre si em termos de perspectiva de exibição de uma mesma cena e este tipo de geração de imagem é a esteroscopia, ou visão esteroscópica (Pinho, 2000). É, portanto, uma técnica de transformar imagens bidimensionais em tridimensionais (MENESES, M. et al, 2002).

Na figura 16, o usuário interage com um ambiente virtual a partir do uso de um HMD, em “1” está caracterizada a disparidade binocular através da exibição de duas imagens distintas e em “2”, a superposição das mesmas pelo SNC, transformando-as em imagens tridimensionais aos olhos do usuário:

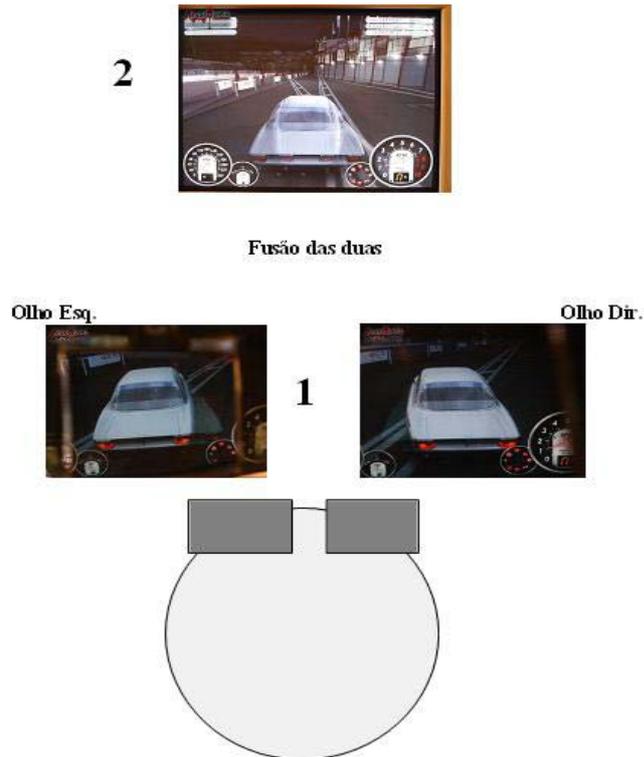


Figura 16: Geração de imagem 3D pelo HMD

1.3.4. Tipos de Dispositivos de Exibição de Imagens

Os dispositivos de exibição de imagens em realidade virtual ou realidade aumentada buscam produzir a imersão virtual sobre o usuário, onde este visualizará um determinado cenário virtual composto de imagens estereoscópicas e tridimensionais, a partir de técnicas de computação gráfica. Para que a imersão visual possa ser a mais próxima do real, ou seja, para que o indivíduo possa perceber as imagens como sendo uma imagem tridimensional real, a tecnologia vem se aprimorando e desenvolvendo equipamentos mais adequados (BOWMAN, D. A et al, 2004).

Os dispositivos de exibição de imagens mais conhecidos são os monitores (monitores "see-through", nos quais é possível enxergar imagens virtuais através do

monitor), as CAVEs (“*Surround-Sreen Displays*”, salas com paredes que são na verdade telas para projeções de imagens (Cruz-Neira, 1993), os *workbenches* (dispositivos de exibição de imagens formados por grandes telas colocadas horizontalmente na frente o usuário onde imagens são projetadas por trás da tela (Eckel, 1997), os *displays* hemisféricos (dispositivos baseados em projeções) , utilizam software e uma óptica especiais para exibir imagens num campo de visão de 180 por 180 graus.), os *arma-mounted displays* (dispositivo visual simples preso em uma armação, facilitando o manuseio), *virtual retinal displays* (equipamento que é um laser que exibe as imagens diretamente na retina do usuário (Holmgren, 1994; Kollin, 1993), os *Autostereoscopic displays* (a geração de imagens em 3d independe da utilização de óculos polarizado) e os *Head mounted displays* (BOWMAN, D. A. et al, 2004).

1.3.4.1 Óculos de Realidade Virtual: HMD (*Head-Mounted Display*)

O dispositivo mais comum para a interação no ambiente virtual imersivo é o HMD (*Head Mounted Display*), sendo conhecidos como os óculos ou capacetes de realidade virtual. Estes equipamentos requerem complexa integração entre componentes mecânicos, eletrônicos, ópticos e muitas vezes de áudio. São compostos por pequenas telas que geram imagens em frente aos olhos do usuário, podendo ser uma visão monoscópica (uma única tela) ou estereoscópica (duas telas), dependendo do número de telas, respectivamente. Caracterizando a visão estereoscópica, as imagens geradas nos dois monitores são diferentes entre si em relação à perspectiva de exibição de uma mesma cena, embora pareçam cenas distintas. O posicionamento desses monitores em relação à localização dos olhos é

um fator de suma importância, para que se possa obter o efeito de imersão virtual desejado. O centro de cada monitor deverá estar alinhado com cada um dos olhos, além de apresentar no máximo 63 mm de largura, o correspondente à distância entre o centro das pupilas. A maioria desses equipamentos é constituída por telas de LCD ou de raios catódicos (CRT), mas existem também pequenos projetores de LCD anexados ao HMD, os HMDPs. Sistemas de rastreamento da posição da cabeça são acoplados posteriormente no HMD, possibilitando assim a atualização das imagens, conforme a direção que o usuário estiver olhando (BOWMAN, D. *et al*, 2004).

Os sensores de movimentos da cabeça são responsáveis pelo rastreamento da cabeça do indivíduo nos três eixos de movimentos, x, y, e z. Da mesma forma como ocorre na ciência aeroespacial para designar os movimentos do avião, em realidade virtual tais movimentos recebem o nome de Pitch (eixo de rotação x: cabeça para baixo e para cima); Roll (eixo de rotação z: inclinação lateral da cabeça) e Yaw (eixo de rotação Y: cabeça para o lado direito e lado esquerdo), conforme é mostrado na figura 17.

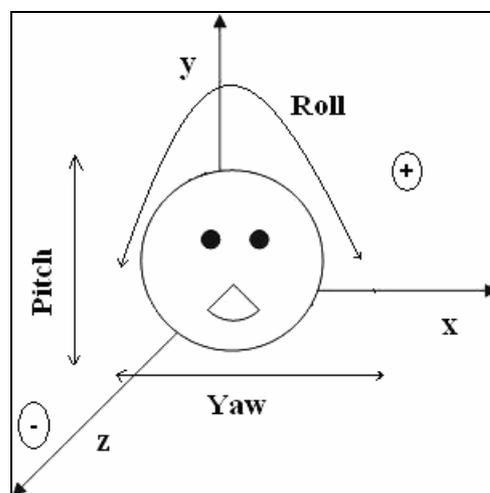


Figura 17: Eixos de movimento de rotação da cabeça.

1.3.5. Técnicas de Locomoção Física

São técnicas que promovem a imersão em ambientes virtuais usualmente aplicadas em entretenimento através de games de alta tecnologia. A técnica de caminhar (*Walking*) é a forma mais direta e natural para “viajar” num ambiente virtual. Em função das limitações tecnológicas e de espaço, uma caminhada real não é fácil de ser realizada, só tornando-se eficaz quando o tamanho do ambiente for menor que a amplitude do sistema de rastreamento, embora cada passo físico equivalha a vários passos virtuais. Para melhor interação e segurança, o ambiente físico deverá ser livre de obstáculos. A caminhada real também inclui problemas como os cabos dos rastreadores e dispositivos de entrada, os quais dificultam a liberdade de movimento do indivíduo no espaço físico. Uma saída para esse tipo de problema são os equipamentos *wireless*⁸. A técnica de caminhada no lugar é uma alternativa para a problemática da caminhada real, onde o indivíduo movimenta seus pés sem deslocar-se do lugar. Neste tipo de caminhada, o usuário não utiliza o mesmo movimento, não possuindo total liberdade de movimentação, e não lhe é fornecido a mesma estimulação vestibular tal qual ocorre em uma situação real, além do fato que a sensação de presença ou de realismo é diminuída.

Muitas pesquisas continuam sendo feitas nessa modalidade de aplicabilidade de realidade virtual. Slater, Usoh e Steed (Apud Bowman, D. et al, 2004) posicionaram sensores sobre os pés dos indivíduos e utilizaram redes neurais para analisar os movimentos dos pés durante a caminhada no local (*Walking in place*), além de utilizar de outros equipamentos para avaliar tais movimentos. São diversos

⁸ A palavra wireless provém do inglês: wire (fio, cabo); less (sem); ou seja: sem fios. Caracteriza qualquer tipo de conexão para transmissão de informação sem a utilização de fios ou cabos.

os tipos de dispositivos de *walking in place* disponíveis no mercado, como, por exemplo, o GAITER System, onde o usuário pisa diretamente no solo e caminha sempre no mesmo lugar, por estar preso por um *harness* (sistema de cintos de segurança) (Figura 18). Sensores de rastreamento magnético são posicionados ao nível dos joelhos, tórax e cabeça (HMD), e sensores de força sob os pés, para avaliar a posição do corpo e segmentar cada passo, respectivamente (BOWMAN, D. *et al*, 2004).

As vantagens deste equipamento são a eficácia na avaliação dos movimentos do usuário e a estabilidade no sistema, a partir da utilização de rastreadores magnéticos. A principal desvantagem é que ainda permanece a problemática da falta de realismo durante o movimento de marcha quando comparado à caminhada livre. Entretanto, existem formas de trazer a caminhada virtual o mais próxima da caminhada real, a partir de dispositivos de simulação de caminhada. Como exemplo, tem-se a locomoção em superfície instável ou de deslizamento (plataforma circular com rolamentos) onde é permitido ao indivíduo, instrumentado por sensores na planta dos pés e cabeça (HMD) e preso por um aro que contém um *air bag* internamente, dar um passo e acarretar em um deslizamento. Além disso, existem muitas outras tecnologias para simulação de caminhada, com diferentes estruturas, tais como plataformas mecânicas, adaptações eletrônicas de sapatos, etc. As esteiras ativas são esteiras instrumentadas e compostas por sistemas de rastreamento de posição. O indivíduo veste um *harness* preso por um cabo posteriormente que restringe o deslocamento do corpo do indivíduo para segurança em relação a quedas. Trata-se do modelo da *Sarcos Treadport second generation*, onde são feitas projeções em telas ao redor do usuário, como ocorre nas caves.



Figura 18: Gaiter system⁹.

Tal modelo é referente a uma esteira linear e logo surge o problema de como controlar os desvios. Ademais, pode acarretar em perda da estabilidade corporal, além de tratar-se de um sistema de elevado custo. Entretanto, fornecem um bom feedback de força ao usuário e também segurança. Substituindo este equipamento, surgiu *The Omni-Directional Treadmill*, da *Virtual Space Devices*, permitindo o indivíduo caminhar para todos os lados sobre a esteira, sendo o equipamento composto por duas esteiras perpendiculares sobrepostas e um sistema mecânico de rolamentos para esta função (Figura 19). Além dos rastreadores de orientação localizados nos pés e cabeça, para que no momento em que o usuário decida virar-se para o lado ou realizar uma curva, a esteira possa ser controlada tal decisão¹⁰.

⁹ MARCUS NELSON & OLA HÅKANSSON *How to move in Virtual Reality -A study of how to build an entertainment console* Bachelor thesis. Lund Institute of technology / Lund University; Blekinge Institute of Technology/ Karlskrona University.
Disponível em: <<http://www.reflex.lth.se/vrwalker/howtomove/vrwalker.pdf>> Acesso em 10 de Outubro de 2005.

Segundo Pinho (2000) pode-se entender por navegação um processo de deslocamento do usuário em relação ao seu *avatar*¹¹, dentro do ambiente virtual. Esse deslocamento envolve tanto as possibilidades de rotação do avatar (mesmo que este permaneça na mesma posição) como a mudança de posicionamento do mesmo, além das alternativas de mudança de velocidade de movimento.

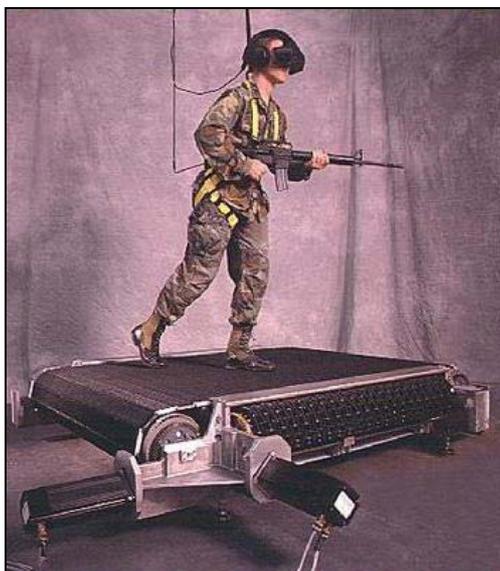


Figura 19: *The Omni-Directional Treadmill, Virtual Space Devices*

Existem diversos tipos de dispositivos para o controle da navegação em um ambiente virtual, que podem ser joysticks, direções de carros, guidões de bicicletas e até mesmo estruturas vinculadas a esteiras para caminhada. As esteiras podem ser classificadas como plataformas de movimento que permitem ao usuário

¹¹ O termo "avatar", segundo a mitologia hindu, tem o significado de uma transfiguração. No contexto do ciberespaço é utilizado para representar corpos virtualizados que, "incorporados" pelos usuários, muitas vezes assumem múltiplas identidades na interação propiciada pelos mundos virtuais (PRADO, G. 2002 In: XAVIER & SILVA, "Ciberdesign: (in)formação visual ou a emergência de um novo contexto de aprendizagem e relacionamento". Disponível em: <<http://dici.ibict.br/archive/00000511/01/ClaudioXavier.pdf>> Acesso em 20 de Dezembro de 2005.

caminhar, de forma estacionária, sobre uma esteira rolante, ou com degraus móveis, tais como o *Gait Master*¹², mostrado na figura 20.

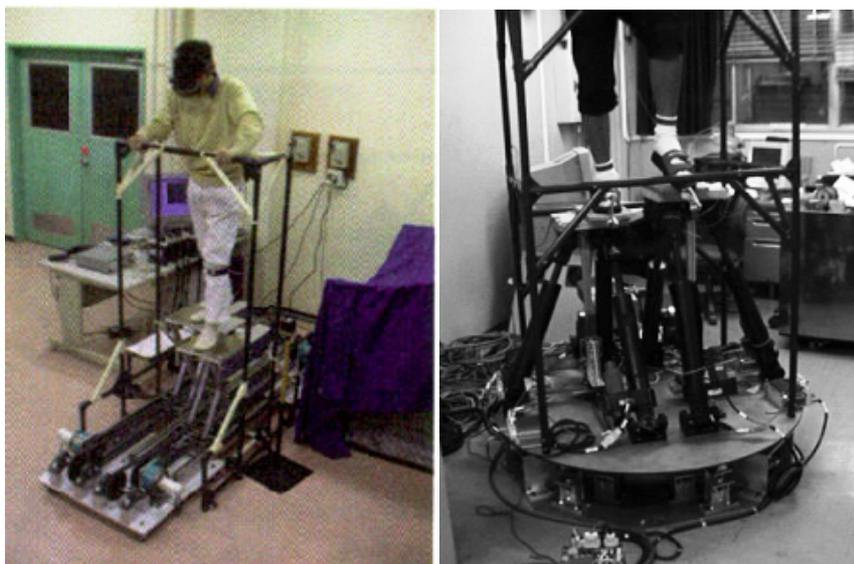


Figura 20: Gait Máster, simulador de caminhada sobre esteira com degraus móveis.

1.3.6. Realidade Virtual e a Fisioterapia

A tecnologia de realidade virtual tem emergido como ferramenta utilizada em áreas como fisioterapia e psicologia, por envolver tanto atividades cognitivas como motoras. Tal recurso oferece grande potencial para a criação de sistemas de avaliação, treinamento e ambientes para tratamento que permitem um controle preciso dos estímulos, além da possibilidade de gravação da performance

¹² IWATA,H ; YANO,H; NAKAIZUMI, F. 2001. “Gait Master: A Versatile Locomotion Interface for Uneven Virtual Terrain. Disponível em: <[IEEE Virtual Reality Conference 2001 \(VR'01\)](#)>. Acesso em 18 de Outubro de 2005.

do indivíduo a partir de técnicas de rastreamento de movimento. Com o intuito de identificar os mecanismos envolvidos nas quedas, pesquisadores diversos buscam meios para a prevenção a partir da utilização de equipamentos de RV, apostando em um método promissor, entretanto, para muitos, oneroso (RIZZO & KIM, 2005).

Deutsch *et al*, (2004) concluíram que intervenções fisioterapêuticas baseadas no uso de realidade virtual têm se mostrado bastante efetivas na melhora de funções como marcha e equilíbrio de indivíduos que sofreram AVCs¹³ e TCEs¹⁴.

Fulk *et al* (2005) utilizaram um sistema para treinamento de marcha e equilíbrio postural sobre uma esteira a partir de um sistema de suspensão corporal e através da aplicação de Realidade Virtual. Como resultados, perceberam que pacientes portadores de esclerose múltipla aumentavam a velocidade de marcha e melhoravam o equilíbrio após dois meses de tratamento (frequência de duas vezes por semana) com o BWS/TM system (Body Weigth Suspension/Treadmill).

David L. Jaffe, em artigo relativo à reabilitação da marcha de Indivíduos com hemiplegia após AVC (2003), utilizou a realidade virtual como ferramenta para avaliar a eficácia de tal aplicação no intuito de melhorar a marcha (Figura 21). Foram propostos obstáculos tais como colisões entre os pés e os objetos virtuais a partir da utilização de sistema de feedback tátil (vibração). As cenas foram transmitidas a partir de um HMD e o usuário caminhava assegurado por um *harness* de um sistema de suspensão corporal e sobre uma esteira elétrica. Os resultados mostraram

¹³ AVCs é igual a acidentes vasculares cerebrais

¹⁴ TCEs é igual traumatismos crânio-encefálicos

aumento na velocidade de marcha, passada, e na capacidade de passar por sobre objetos dispostos no chão. Concluiu-se que esta técnica produz uma estimulação visual imediata e familiar ao paciente. O terapeuta pode visualizar via computador o mesmo display oferecido pelo HMD e, portanto avaliar suas reações motoras, além de poder sugerir mudanças.

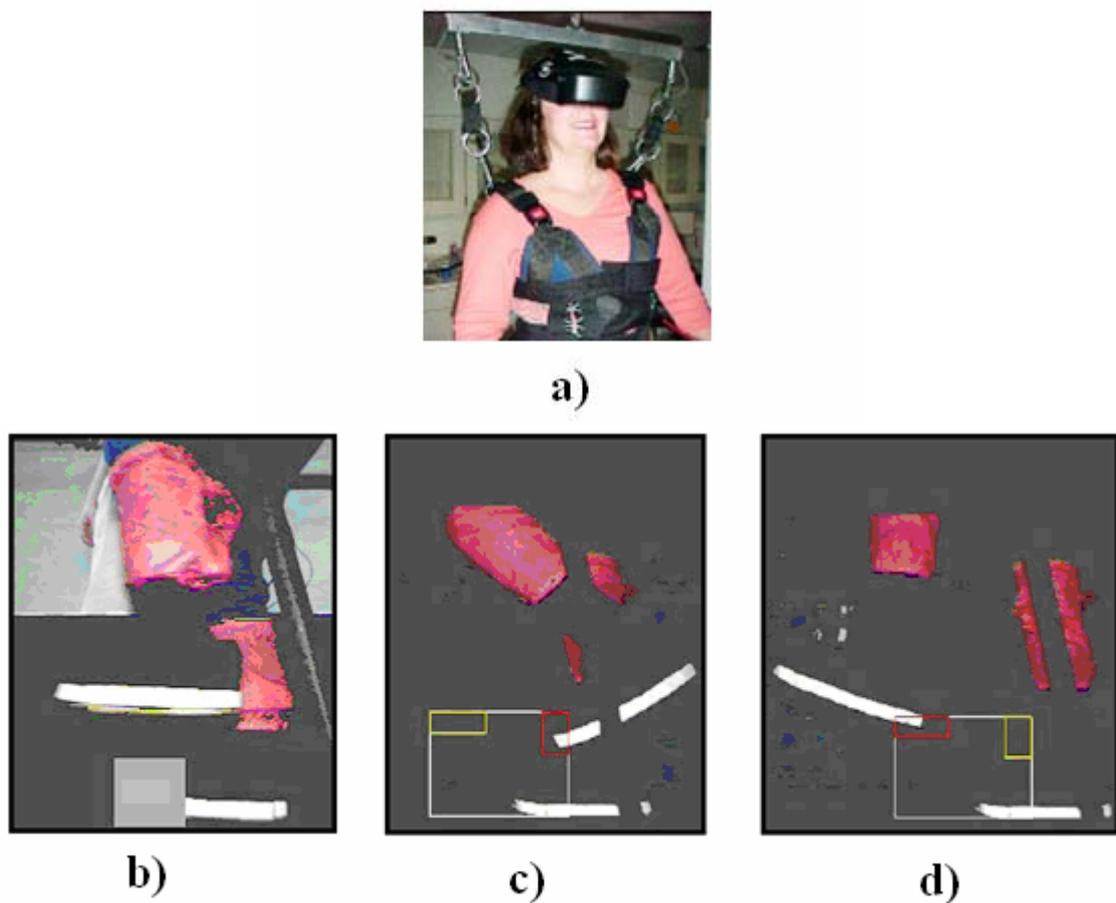


Figura 21: A figura de letra “a” mostra o aparato de segurança da paciente, o harness, além do HMD (Head mounted display). Em “b”, observe o a perna esquerda passando por sobre o obstáculo virtual, entretanto em “c” e “d” as colisões no início e no fim do gesto, respectivamente¹⁵.

¹⁵ David L. Jaffe, MS: “Results using stepping-over response training to improve walking in individual with post-stroke hemiplegia”, Rehabilitation Research & Development Center, VA Palo Alto Health Care System, Palo Alto, CA. 2003.

Dentre os estímulos gerados em simulações de RV, os mais importantes são os visuais, gerados através da estereoscopia e de configurações físicas de displays capazes de aumentar a sensação de imersão como, por exemplo, as CAVEs, dentre outros dispositivos. Além da estimulação visual, os estímulos sonoros (som 3 d) e os táteis (*force feedback*, relacionado a sensação de colisões ou *haptics feedback*, a de textura dos objetos) são igualmente comuns. Com a disponibilidade crescente de redes de comunicação de dados de alta velocidade, a interligação destes ambientes de visualização é o próximo passo na evolução do uso desta tecnologia. (RAPOSO A., SZENBERG, F.; GATTASS, M.; CELES, W.; 2004).

CAPÍTULO 2 – METODOLOGIA

Em função do objetivo principal deste estudo estar voltado ao desenvolvimento da estrutura do Sistema de Avaliação de Marcha em Simulação de Hipogravidade (SAMSH), não foi proposto a validação do mesmo. Logo, o processo metodológico consistiu em uma avaliação cinemática da marcha de um indivíduo adulto jovem, do sexo feminino, e fisicamente ativo caminhando sobre uma esteira elétrica instrumentada. O mesmo encontrava-se em três diferentes condições de redução de peso corporal: 0% representando a força gravitacional sobre a superfície terrestre; 30% relativo a Marte e 60% a Lua. Dentre os estudos preliminares e principais, fez-se necessário o aprimoramento de equipamentos como o Sistema de Suspensão Corporal (SSC) e a esteira elétrica, além do desenvolvimento de instrumentos e a utilização de técnicas necessárias para uma avaliação cinemática de marcha.

2.1 INSTRUMENTOS UTILIZADOS

2.1.1 DATA Q

Foi utilizado o DATA-Q (Figura 22), um hardware de aquisição de dados fabricado pela *DataQ Instruments*, modelo DI-148, apresenta taxa de aquisição de 14400 amostras/segundo e precisão de 10Bits. Contém 8 canais analógicos e 5 digitais permitindo gravar em até 240 canais e mostrar 32 ao mesmo tempo.

Acompanha um software de aquisição de dados permite salvá-los no computador facilitando a análise dos mesmos, o WinDaq (Figura 23) .



Figura 22: O DataQ, Hardware de Aquisição de dados (8 canais)



Figura 23: O software WinDaq permite a visualização e registro de diferentes tipos de sinais.

2.1.2 Equipamentos Para Videografia

Foram utilizadas nesta pesquisa cinco câmeras digitais, Sony Handycam, modelo DCR-HC21, sistema NTSC, formato MiniDV; lentes Carl Zeiss Vario-Tessar

(2,3 – 46 mm/ f 1.8 ~ 3.1) e CCD HAD avançado, de 1/6" 680.000 pixels (340.000 pixels efetivos).

Cinco tripés foram utilizados para suportar as câmeras. Fontes de iluminação igualmente, sendo estas em número de quatro.

2.1.3 Software de Análise de Movimento

O primeiro Sistema Computadorizado para Análise de Movimento foi o *Ariel Performance Analysis System* (APAS), criado em 1968. Desde 1971, o APAS tem sido utilizado por profissionais da área da saúde, cientistas do esporte e atletas para o estudo de uma análise de movimento, através da utilização de uma tecnologia de vídeo e computadores. As técnicas de hardware e software geram médias para a quantificação de componentes dinâmicos do movimento, diminuindo com meras suposições e observações. A versão utilizada foi APAS 2000 V4. 0.

2.1.4 Head Mounted Display (HMD)

O dispositivo para a interação no ambiente virtual imersivo será um HMD, Modelo I-glasses, do fabricante Virtual IO (Figura 24) . É um óculos com duas lentes de aumento e dois monitores individuais com um rastreador de orientação da cabeça acoplado na parte posterior do capacete. Este sensor detecta movimentos de rotação de cabeça. A taxa de atualização das imagens é de 60 *frames per second* (fps ou frames/s). A comunicação deste com o computador se dá por uma porta serial.



Figura 24: HMD modelo I-glasses, da IO Virtual. 1: o local onde fica preso o rastreador orientação da cabeça.

2.1.5 Inversor de Frequência

Para o controle da velocidade da esteira foi utilizado um inversor de frequência modelo Movitrac07 da SEW, com comunicação RS232/485. Tal instrumento modula frequências entre 0 Hz e 60 Hz.



Figura 25: Movitrac07 da SEW com comunicação RS232/485.

2.2 EQUIPAMENTOS DESENVOLVIDOS

Para a realização dos objetivos propostos, foi necessário o desenvolvimento de equipamentos e/ou a utilização de técnicas com base em elementos já existentes ou em situações pouco exploradas. Tal investigação metodológica incluiu o desenvolvimento de protótipos bem como busca de materiais e técnicas inovadoras.

2.2.1 Sistema de Suspensão Corporal (SSC)

O sistema de suspensão corporal é um instrumento desenvolvido para reduzir peso do indivíduo em relação à força gravitacional sobre o solo. O SSC é composto por uma estrutura piramidal de dimensões composta por tubos de aço com perfil de 60 mm x 30 mm e espessura de parede de 1.5mm (Figura 27). Para a função de redução de peso corporal, apresenta um sistema de contrapesos contendo 20 barras de aço com 5 kg cada, unidos por duas hastes guia, possibilitando que anilhas entre 1 e 3 kg sejam adicionadas ao sistema. Estas barras são ligadas a um cabo de aço que através de duas polias se liga ao *harness* (cadeira de suspensão) por um mosquetão (gancho de fixação utilizado em montanhismo).

2.2.1.2 Célula de Carga

Associada ao SSC, a célula de carga foi desenvolvida para ter-se uma análise quantitativa dos percentuais de redução de peso. Tal instrumento permite medir

esforços mecânicos relativos a deformações a partir de uma *Ponte de Wheatstone*, constituída por extensômetros colados ao metal (Figura 26). Basicamente a ponte de Wheatstone é um circuito destinado à medida de resistências. Constituída por um tubo de alumínio A16351, raio interno de 18 mm, raio externo de 32 mm e profundidade de 22 mm, permite a compressão por tensão em até 150 kgf. Este instrumento foi desenvolvido por pesquisadores do Laboratório de Microgravidade do IPCT/PUCRS.

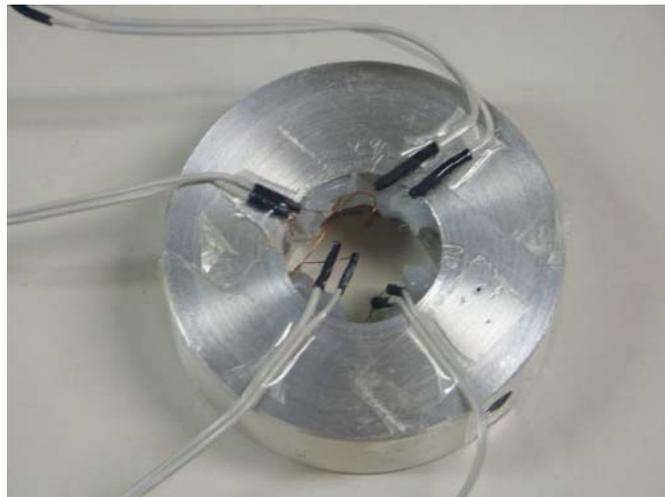


Figura 26: Ponte De Wheatstone, Tensão Até 150 Kgf.

A aferição da célula de carga foi realizada através de um teste de verificação de alinearidade, o qual se baseou na imposição de cargas conhecidas de modo a possibilitar a geração de uma matriz de aferição. Para isso foram utilizadas 6 anilhas, aferidas em uma balança digital com 3 casas decimais de precisão, conforme mostra a tabela 02.

Número	Peso informado	Peso Real
1	3	2,905
2	4	4,090
3	6	6,305
4	2	2,040
5	5	4,630
6	6	6,515
Total		26,485

Tabela 02: Aferição da célula de carga.

Logo após, foi feito o cálculo para determinar a quantidade de peso a ser reduzida do indivíduo. Este processo foi testado através da observação do comportamento do sinal no display do WindaQ, ou seja, a tração realizada pelo sujeito sobre o sistema de contrapesos gerava uma deformação na Ponte de *Wheatstone*, permitindo a visualização da variação desta tensão. A relação existente, portanto, é de Volts x Kg.

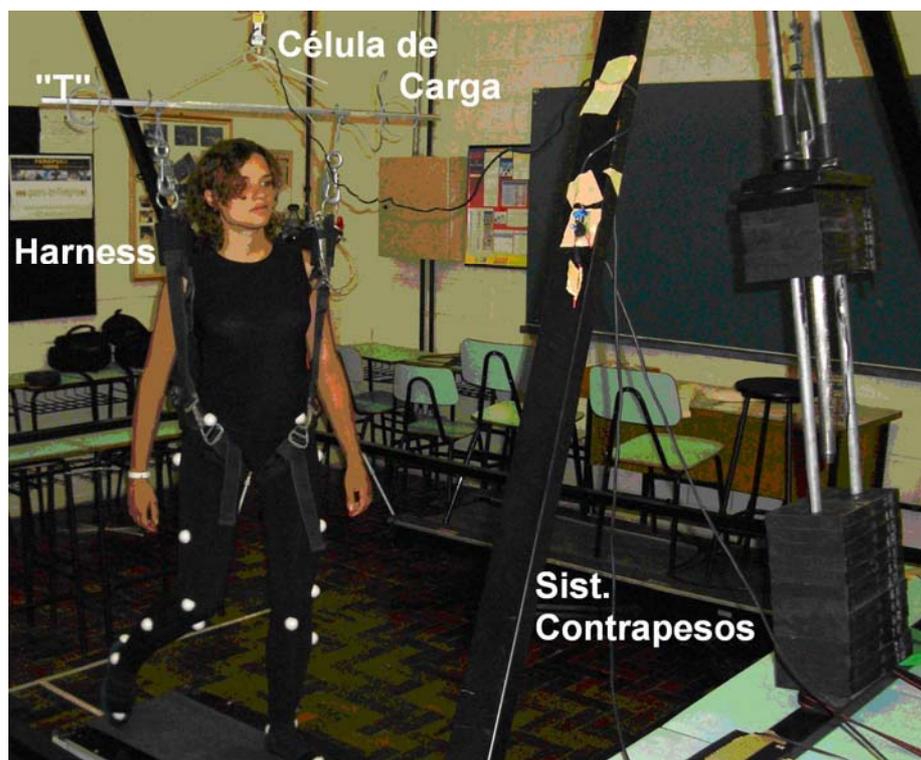


Figura 27: sistema de Suspensão Corporal (SSC) e seus componentes.

2.2.1.3 Harness

O harness é um sistema de cintos que fica preso junto ao corpo do indivíduo para prestar-lhe segurança e/ou permitir que o corpo do mesmo seja tracionado verticalmente ou, ainda, para que o proteja de tensões realizadas transversalmente (Figura 14). Tais equipamentos são comumente utilizados como medida de segurança em construções civis, esportes radicais como Rapel, montanhismo e nas ciências médicas como, por exemplo, a fisioterapia que propõe o treinamento de marcha a partir da redução do peso corporal por meio de um sistema de suspensão corporal. Os protótipos desenvolvidos serão mostrados no próximo capítulo.

2.2.2 Eletrogoniômetros

O eletrogoniômetro é um instrumento utilizado para a medição de valores angulares relativos às amplitudes de movimentos articulares (ADMs). Segundo Norkin e White (1997), um eletrogoniômetro é uma versão eletrônica de um goniômetro manual, e permite uma avaliação dinâmica do deslocamento angular de determinada articulação (Figura 28).

A técnica de eletrogoniometria tem como principal objetivo a mensuração dos deslocamentos angulares das articulações corporais. Como dados dos eletrogoniômetros, têm-se os goniogramas (Figura 29), gráficos que representam as excursões dos deslocamentos de determinadas articulações (WALL in: DURWARD; BAUER; ROWE, 2001).

Foram desenvolvidos, por pesquisadores do Laboratório de Microgravidade do IPCT/PUCRS, dois destes instrumentos; um para a avaliação da articulação do joelho e outro para o tornozelo. O primeiro é composto por hastes de barras de alumínio (300 mm comprimento, 15 mm de largura, 15 mm de espessura) revestidas por EVA, as quais são presas aos segmentos corporais por meio de velcros. Entre as duas hastes, no centro do equipamento, existe um quadrilátero de polímero e alumínio, onde fica preso um potenciômetro rotacional de 10K Ω , alimentado por uma fonte de DC 5 v. Foi montado um sistema elétrico para a comunicação com o hardware de aquisição de dados A/D (Data Q) e com a fonte. O eletrogoniômetro de tornozelo apresenta diferenças apenas em relação a suas dimensões, tendo 200 mm de comprimento, 20 mm de largura e 3 mm de espessura.

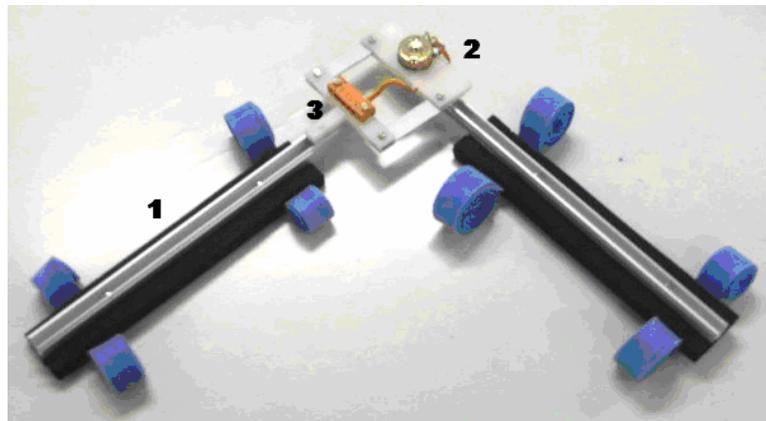


Figura 28: Eletrogoniômetro de Joelho. 1: Hastes de alumínio e EVA; 2: Potenciômetro Rotacional e 3: Conector elétrico.

Foi realizado um estudo sobre o grau de linearidade destes instrumentos, proposto por GURGEL *et al* (2004). Utilizou-se o método do ângulo relativo, representado pelo complemento do ângulo interno e descrito por Robertson (Apud GURGEL *et al*, 2004). Com base nos resultados do teste de calibração e

linearidade, concluiu-se que o tais instrumentos mostraram precisão e acuidade para uma análise cinemática do movimento humano.

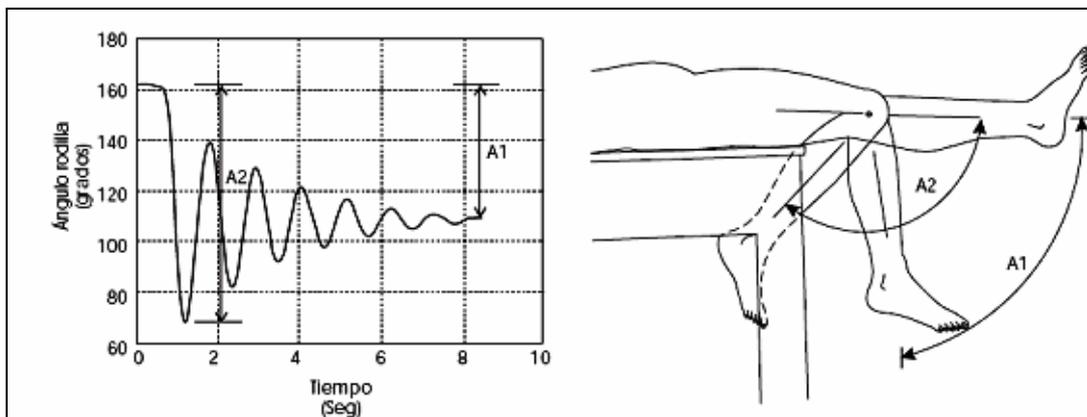


Figura 29: Goniograma mostrando os deslocamentos angulares do joelho, a partir de um teste em pêndulo.¹⁶

2.2.3 Foot Switches

A expressão em inglês “*Foot Switch*” tem o significado de “interruptores nos pés”, na língua portuguesa. Em relação a uma análise de marcha, é um instrumento utilizado na avaliação de medidas baseadas em parâmetros temporais, ou seja, permite a determinação da duração das fases do ciclo da marcha. Funciona como uma chave elétrica, ou seja, quando alguma das regiões do pé referidas estiver em contato com o solo, esta chave fecha um curto circuito, fornecendo um nível de tensão que é capturada pelo DATAQ e armazenadas para posterior processamento. As regiões escolhidas são referentes ao terço-anterior-do-pé e calcâneo direito e

¹⁶ Fonte: Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica • volumen XXIII • número 2 • Septiembre 2002

esquerdo (Figura 30). Tal equipamento fora igualmente desenvolvido por pesquisadores do Laboratório de Microgravidade do IPCT/PUCRS.

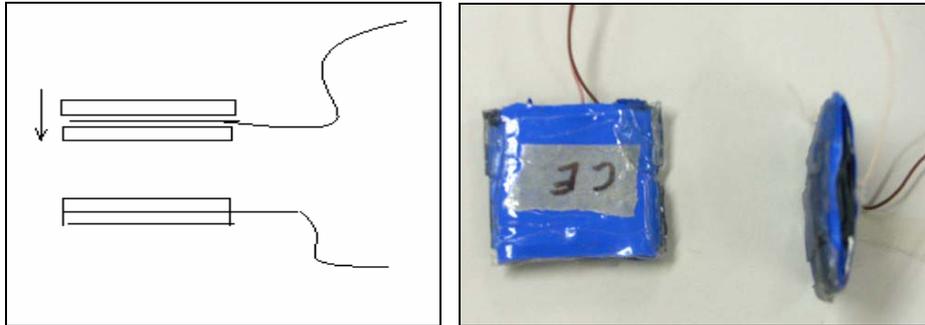


Figura 30: Foot Switch: Interruptores no calcâneo esquerdo (CE) e terço-anterior do pé esquerdo (TAE)

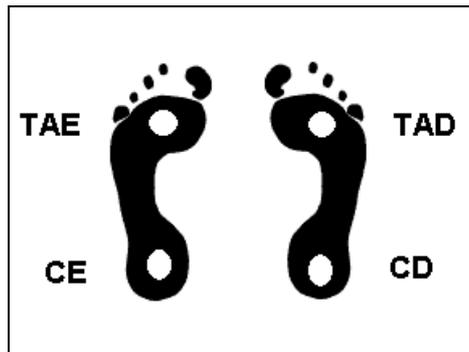


Figura 31: Posicionamentos dos pares de Footswitches, TAE(terço anterior esquerdo), TAD(terço anterior direito), CE(calcâneo esquerdo) e CD(calcâneo direito).

2.2.4 Esteira elétrica Para Interface Com Realidade Virtual

A partir do objetivo de desenvolvimento de uma plataforma de movimento que permitisse ao usuário caminhar por um caminho virtual, foi necessário instrumentar uma esteira elétrica e ao mesmo tempo adaptá-la ao propósito de treinamento de marcha (Figura 16).

A instrumentação de uma esteira elétrica consistiu na modificação de sua estrutura mecânica, dois novos motores foram colocados, um responsável pela movimentação da cinta da esteira (para frente e para atrás) e outro para controlar a inclinação da mesma (em até 15° em relação ao solo). A inclinação da esteira foi feita através de dois acionamentos elétricos (para subida e descida) comandados através da porta paralela.

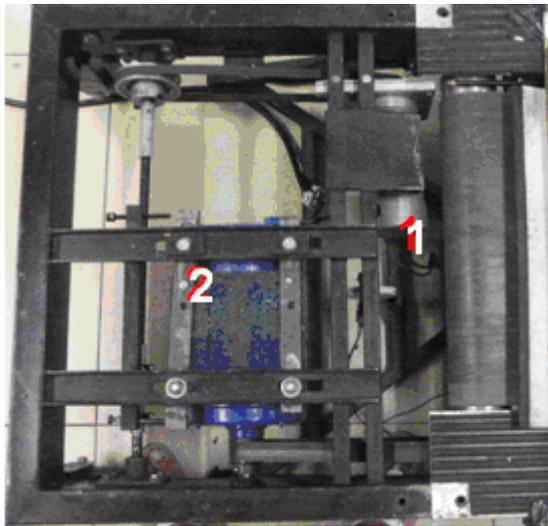


Figura 32: Ilustração dos Motores
(1: inclinação; 2: velocidade)



Figura 33: A esteira elétrica.

Para o controle da velocidade da esteira, foi usado um protocolo de comunicação com o inversor de velocidade Movtrack07 da SEW, a partir da aplicação de realidade virtual. Para a comunicação, uma vez que os PC's não possuem porta RS485, houve a necessidade do desenvolvimento de uma interface elétrica (placa) RS232/485 para estabelecer comunicação com o inversor de velocidade.

A velocidade pretendida, assim como os comandos de ordem de *start* e *stop* são especificados pelo utilizador na aplicação (Figura 17). No campo *Control*, se tem o cabeçalho de comunicação com o inversor de velocidade (SD1, Adr e Typ). Em PD1, PD2 e PD3 estão apresentados os parâmetros para a configuração de velocidade. Para a comunicação são utilizadas duas técnicas de controle de erro: *Block Check Character* (Bcc) para os parâmetros; paridade para todos os bits do protocolo de controle.

Através das especificações do motor e do inversor de velocidade, é garantida uma velocidade constante da esteira.

Control									
SD1	Adr	Typ	PD1		PD2		PD3		Bcc
2	0	133	0	2	249	0	11	184	
Send									

Figura 34: *Display* representativo do controle da velocidade

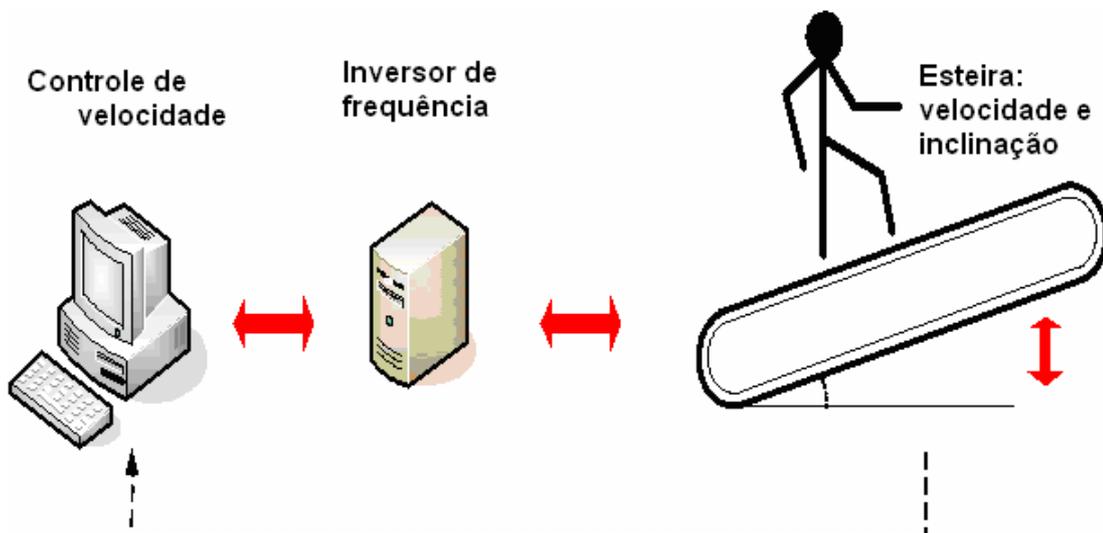


Figura 35: Esquema do Controle da velocidade da esteira.

2.2.5 Desenvolvimento do Ambiente Virtual

Para a construção ambiente virtual, representado pelos solos marciano, lunar e terrestre (figura z), foi utilizado um conjunto de ferramentas desenvolvido pelo grupo de realidade virtual e coordenado pelo Prof. Dr. Marcio Serolli Pinho, o toolkit SmallVR. Tal instrumento é baseado nas bibliotecas OpenGL e GLUT e tem como objetivo "encapsular" funções de desenho relativo às imagens geradas na API gráfica opengl, já que são de grande complexidade. São imagens estereoscópicas provenientes da geração de imagens distintas para cada olho a partir da mudança de posição do usuário. Além disso, a SmallVR tem como função incluir suporte a ferramentas de realidade virtual. Para realizar o programa, foi utilizado o software MS visual c++ 6.0, através da linguagem de programação C e C++.

O caminho percorrido pelo usuário foi pré-determinado, ou seja, o usuário poderia apenas seguir em uma única direção: para frente. A definição dos vértices do caminho foi dada de 10m em 10m, e realizado um cálculo de proporções para que a altura do usuário em relação ao solo virtual pudesse ser mantida sempre a mesma, independentemente da posição do mesmo em relação aos vértices limite. As alturas intermediárias são geradas dinamicamente, já que a posição do usuário em relação aos vértices é imprevisível.

As texturas para as aplicações foram extraídas de bancos de dados disponíveis em sites relacionados ao desenvolvimento de recursos em computação gráfica.

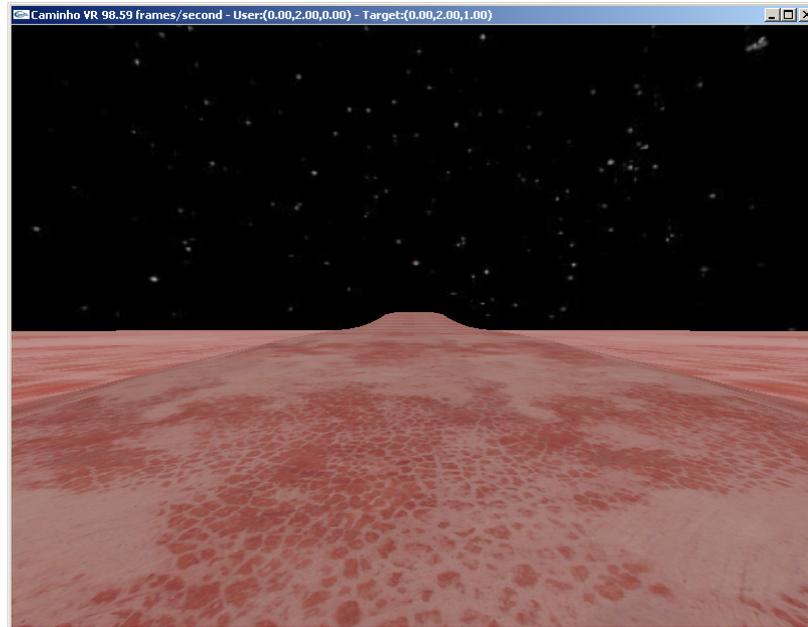


Figura 36: Textura para o solo de Marte. Fonte: <http://www.3dcafe.com/>

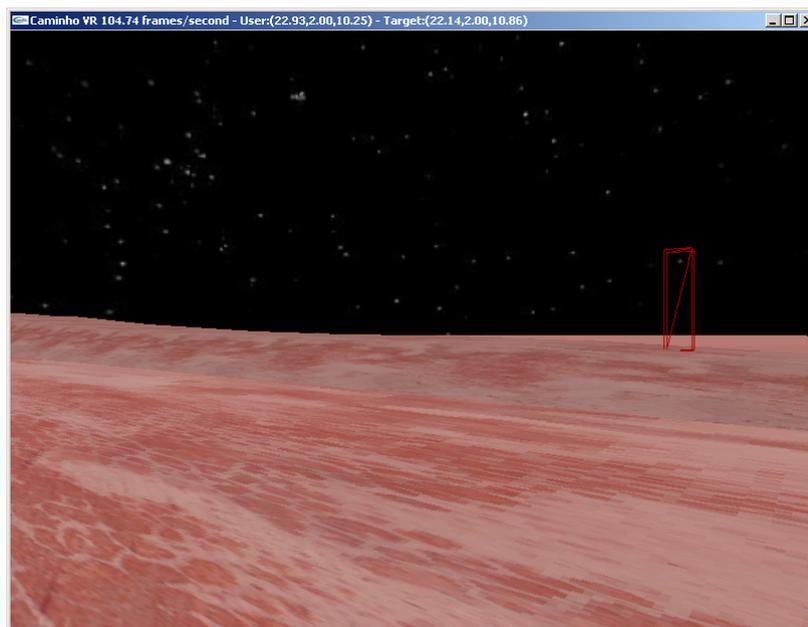


Figura 37: Visão do usuário representado pelo envelope

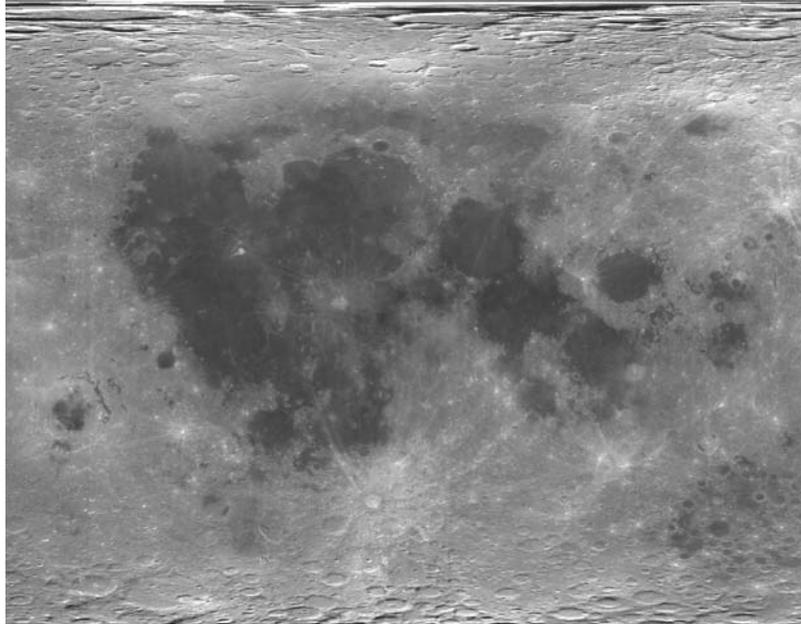


Figura 38: Textura do solo lunar. Fonte: http://exp.arc.nasa.gov/moon_new_hi.jpg



Figura 39: Textura representativa do solo terrestre¹⁷

17

http://www.math.ucsd.edu/~sbuss/CourseWeb/CSE167_2003F/final/lynn_john_r/grass.JPG

2.3 ESTUDOS PRELIMINARES

2.3.1 Aferição dos Eletrogoniômetros

A aferição de cada eletrogoniômetro se dá no início de cada procedimento de coleta de dados. Cada instrumento deverá ser afixado lateralmente ao segmento articular proposto, onde o centro de cada eletrogoniômetro deverá situar o centro articular em questão. Os valores angulares foram determinados a partir do uso de um goniômetro manual. Logo, a variação de valores em Volts gerada pela tensão no potenciômetro foi referenciada em graus no display do Hardware de aquisição de dados (WindaQ).

Com base nos estudos de Kapandji (2000) foram admitidos valores máximos e mínimos para os deslocamentos angulares das articulações do joelho e tornozelo. A articulação tíbio-tarsiana ou tornozelo apresenta o movimento de dorsiflexão com amplitude média de 20°, mas existe uma margem de mais 10°. Para flexão plantar, a amplitude é de 30° à 50°.

Segundo Sutherland *et al* (1998), o joelho de um adulto saudável durante a marcha não ultrapassa 70° de flexão (figura 41). Em outras situações de flexão ativa pode atingir 135°, e quando for passiva até 160°. Para extensão, de 135° à 0° (MAGEE, 2002).

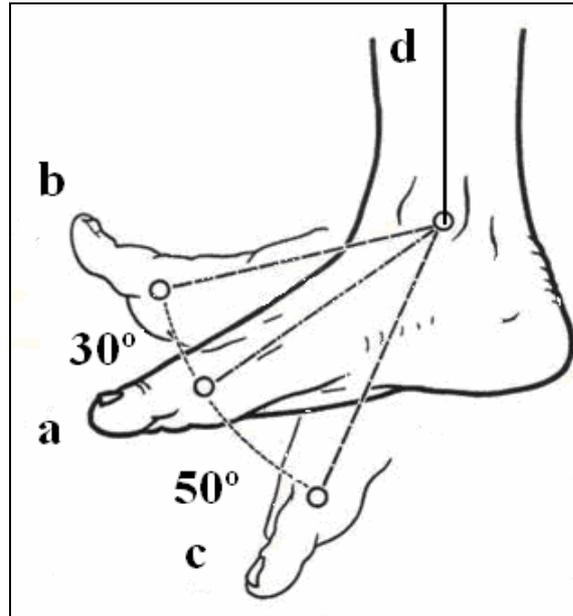


Figura 40: a) Posição neutra; b) dorsiflexão e c) plantiflexão

A escala de valores foi determinada a partir das variações de tensão em até 30° para dorsiflexão e em até 50° para plantiflexão. Para o joelho, as amplitudes entre -10° e 90° para flexão e de 90° à -10° para extensão.

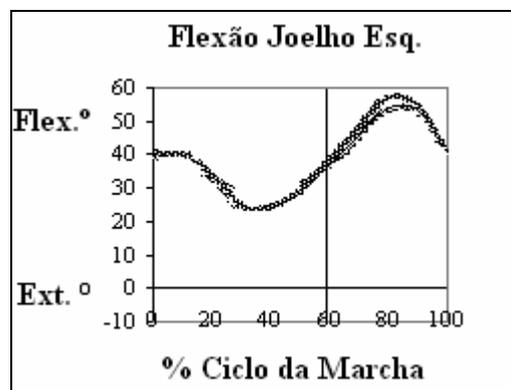


Figura 41: Ângulos de flexo-extensão do joelho durante a marcha
Fonte: Rose & Gamble (1998)

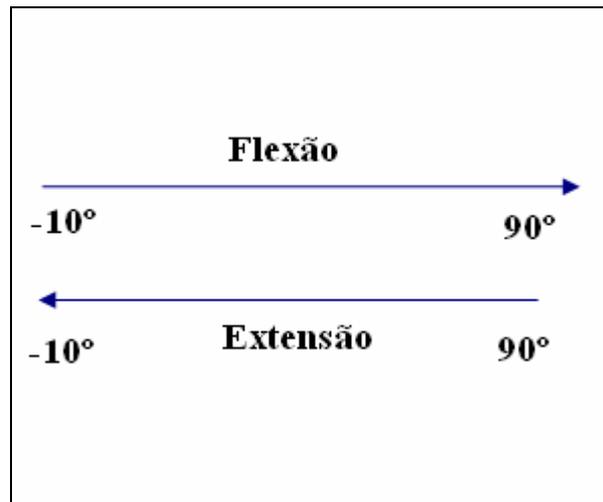


Figura 42: Determinação dos valores para flexão e extensão do joelho.

2.3.2 Cálculo Para a Redução de Peso Corporal

Para o cálculo da redução de peso, utilizou-se uma fórmula matemática que relaciona a gravidade terrestre com a gravidade a ser simulada. Para que fosse possível verificar o número de contrapesos a serem colocados, sendo que cada um equivale a 5 kg, foi necessário conhecer a massa corporal do indivíduo a ser suspenso, o valor da gravidade na superfície do corpo celeste a ser simulado, e relacionar com o valor da gravidade terrestre.

Se uma pessoa com uma massa corporal de 55 Kg, estiver simulando uma condição de gravidade marciana ($3,71 \text{ m/s}^2$), terá uma massa relativa (ou massa proporcional) de 20,8 Kg (Equação 01). A partir daí, realiza-se o cálculo proposto na equação 02, para saber o número de contrapesos a ser utilizados na suspensão corporal do indivíduo.

$$\frac{M_{\text{corporal}} \times G_{\text{planeta}}}{G_{\text{terra}}} = M_{\text{relativa, logo; } 55 \times 3,71 / 9,81 = 20,8 \text{ Kg}}$$

Equação 01

Faz-se, portanto, a subtração da massa relativa sobre a massa corporal, ou seja, deverá ser retirado 34,2 Kg da massa corporal do indivíduo, o que representa utilizar aproximadamente 6 anilhas dos contrapesos, conforme está explícito na tabela 01.

$$P_{\text{contrapeso}} = M_{\text{corporal}} - M_{\text{relativa}}$$

$$P_{\text{contrapeso}} = 55 - 20,8 = 34,2 \text{ Kg}$$

Equação 02

2.3.3 Desenvolvimento de Protótipos de Harness

Um harness é um sistema de cintos de segurança utilizados para diferentes propósitos, na segurança do trabalhador civil, em esportes de montanhismo e *Rapel*, em diferentes tipos de entretenimento que requeiram a rsegurança do usuário e nas áreas ligadas a reabilitação física. Nesta pesquisa, o harness serviu como um veículo para ligação entre o usuário e o sistema de suspensão corporal.

2.3.3.1 Primeiro Protótipo

Com base numa “cadeirinha de *Rapel*”, o harness apresentou problemas relacionados ao seu próprio design, tais como adução forçada de quadris e flexão de tronco além da forte pressão na região inguinal e anterior dos ombros. Outro problema foi a existência de um único ponto de tração a partir do cabo de aço, localizado posteriormente a coluna cervical.



Figura 43: Visões posterior e lateral do 1º protótipo de harness, com um único ponto de tração.

2.3.3.2 Segundo Protótipo

O segundo protótipo de harness foi baseado em alterações realizadas em cima do primeiro protótipo (Figura 44). Em função de o desconforto maior ser localizado na região inguinal, utilizou-se a parte inferior de um outro equipamento para Rapel, o qual estava em desuso. Este apresentava acolchoamento em toda a

parte que circundava as regiões de quadril e pelve. Entretanto, permaneceu o problema da inadequada condição postural do indivíduo e as dores nas regiões inguinais pouco diminuíram.



Figura 44: 2º Protótipo de harness

2.3.3.3 Protótipo Final

No protótipo final foi utilizado um *harness* de um equipamento de pára-quedas. O pára-quedas é um dispositivo de desaceleração, aonde em queda livre a velocidade média chega a 200 km/h. Tal equipamento consiste numa bolsa contendo uma lona de baixo peso, desenhada para aumentar a sua superfície de contato com o ar servindo para diminuir a velocidade de queda, sendo possível realizar saltos de grandes altitudes sem sofrer danos corporais. O tecido padrão é o *Nylon* e apresenta dimensões de aproximadamente 3,5 m x 7 m. Nesta pesquisa foi aproveitada apenas a bolsa ou mochila, sem conter o paraquedas.

Além do conforto relacionado ao *design* (costuras e disposição dos cintos e fivelas), este é um equipamento apropriado para suportar enormes tensões.

Apresenta dois pontos de tração relativos à ligação entre o corpo do indivíduo e o cabo de aço o qual está vinculado ao sistema de contrapesos (sistema de suspensão corporal). Para tal, foi necessário o desenvolvimento de um afastador de alumínio em forma de “T”. As pressões na região dos ombros foram bastante diminuídas, igualmente nos quadris.



Figura 45: Advanced Air Sports Products; LAKE ELSEMORE, C.A.

2.3.4 Cálculo da Velocidade da Esteira Elétrica

A velocidade média adotada para os experimentos foi de 40m/min. Não se optou pela inversão do sentido da cinta da esteira, ou seja, o indivíduo caminharia apenas para frente.

Através do uso de um tacômetro, foi possível medir em metros por minuto (m/min) a velocidade do motor da esteira fornecida no display do inversor de velocidade (Movitrac07 da SEW) em rotações por minuto (rpm). A calibração ocorreu com um indivíduo de 55 Kg caminhando sobre a mesma. A partir daí adotou-se uma velocidade constante de 40m/min ou 0,666 m/s.

rpm	m/min	m/s
100	26	0,43
153	40	0,66
307	38	0,63
370	47	0,783
420	53	0,883
		*DP = 0,0083

Tabela 03: Cálculo da velocidade do motor da esteira para sincronização com a interface de realidade virtual.

2.3.5 Ensaios de Captura de Movimento

Para a análise cinemática de marcha baseada em videografia, baterias de testes foram realizadas, buscando melhorar o processo de captura das imagens facilitando as análises posteriormente. Inicialmente, o propósito era de apenas verificar a qualidade das imagens capturadas, ou seja, tipo de marcador a ser utilizado bem como a sua disposição no corpo do indivíduo, características do cenário, etc.

Na figura 46, é mostrado um dos testes referentes a colocação aleatória de marcadores anatômicos, sendo aproximadamente um número de três para cada segmento corporal de membros inferiores. Logo, percebeu-se que a quantidade de marcadores fora insuficiente e a disposição destes inadequada para o rastreamento do movimento por meio do software APAS.



Figura 46: Marcadores anatômicos em ensaio de captura de movimentos

Em relação aos equipamentos para a captura das imagens, a utilização três filmadoras (três) não permitiu a captura de corpo do indivíduo em todos os planos de movimento. Além disso, tais equipamentos não apresentavam a qualidade necessária para uma captura de no mínimo 50fps, o que invalida um processo de análise de movimento de marcha (Figura 22). Os equipamentos utilizados para filmagens foram uma *Handy cam Sony TRV, 250*, e uma *Casio Exilim Z50*, MPIX 320x320, 30fps e uma *Sony Handycam*, modelo *DCR-HC21*. Não foram utilizadas fontes para iluminação do ambiente, o que possivelmente favoreceu para a

dificuldade do rastreamento dos mesmos por parte do software APAS. Além do fundo do cenário ser preto, foram escolhidas roupas de tecido flexível da mesma tonalidade, para contrastar com os marcadores (de isopor contendo 2 cm de diâmetro) de cor branca (Figura 47).

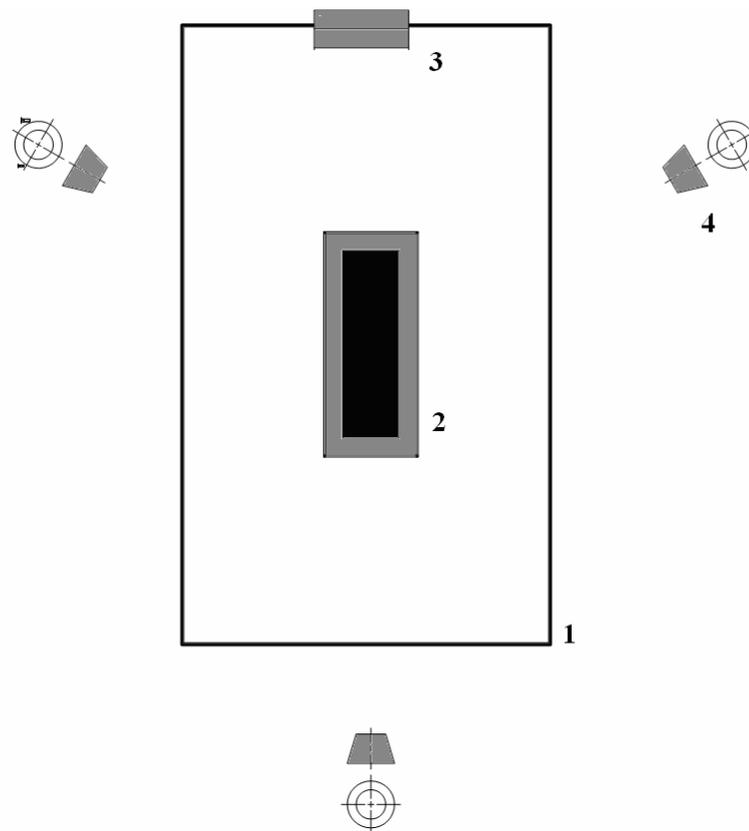


Figura 47: Técnica de videografia com 3 câmeras e sem iluminação, onde 1: SSC; 2: esteira; 3: sistema de contrapesos; e 4: as filmadoras.

Como resultados dos ensaios antecedentes a coleta de dados oficial, obteve-se imagens proporcionais a imagem da figura 48, onde é possível observar a sobreposição dos *frames* em função de um processo de captura de movimento de aproximadamente 30 quadros por segundo. Isto significa que não foi fornecido ao

software de análise de movimento (APAS) o movimento integral da marcha. Logo, não foi possível dar continuidade ao processo de análise do movimento de marcha.

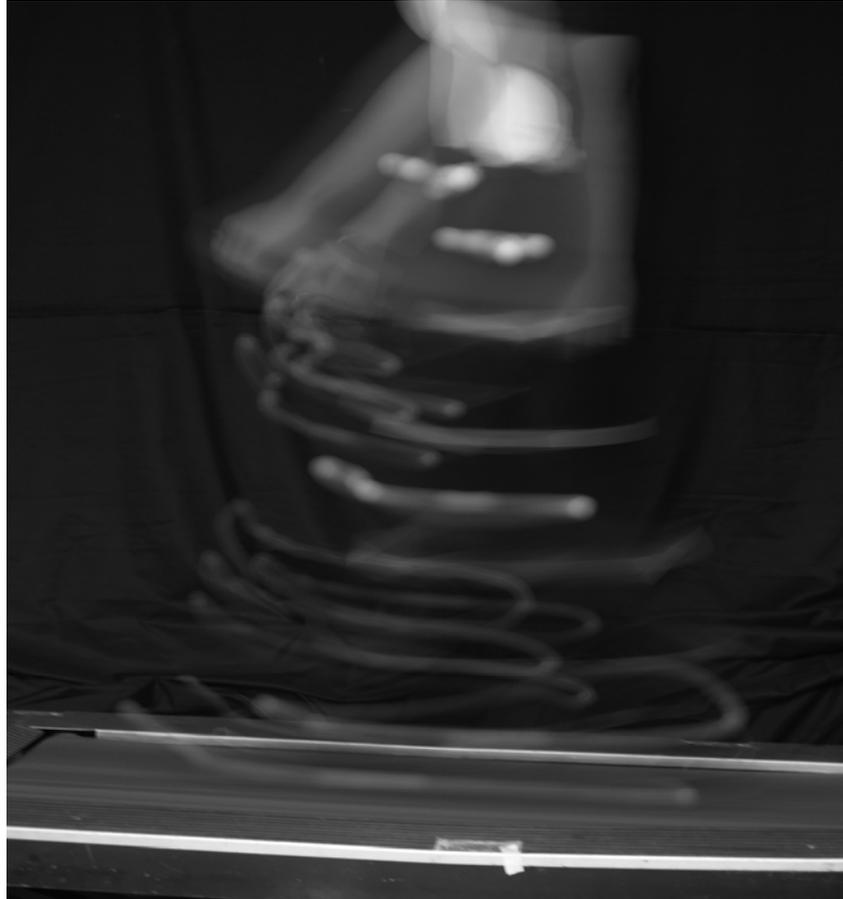


Figura 48: Imagem com sobreposição de frames.

2.4 ESTUDOS PRINCIPAIS

Os estudos principais foram eleitos com base nos objetivos propostos nesta pesquisa. Depois de desenvolvidos os instrumentos para a pesquisa bem como realizados os estudos preliminares, tratou-se de iniciar a coleta de dados. Este processo constituiu-se basicamente da divisão entre dois grupos (Com realidade

virtual e Sem realidade virtual) e de uma parte comum a todos caracterizada por uma seqüência de análises da marcha em diferentes condições de peso corporal.

Tais estudos estão relacionados à verificação da influência da redução do peso corporal na marcha de um indivíduo caminhando sobre uma esteira elétrica e a uma avaliação qualitativa da influência da navegação em um ambiente virtual a partir do uso de uma esteira como plataforma de movimento.

O processo metodológico consistiu em uma avaliação cinemática da marcha de um indivíduo adulto jovem, do sexo feminino, e fisicamente ativo sobre uma esteira elétrica instrumentada. O mesmo encontrava-se em três diferentes condições de redução de peso corporal: 0% representando a força gravitacional sobre a superfície terrestre; 30% relativo a Marte e 60% a Lua. Estes valores foram determinados através de uma fórmula matemática a qual relaciona a massa corporal do indivíduo, força gravitacional terrestre e força gravitacional do corpo celeste em questão (equação descrita no capítulo referente aos estudos preliminares).

Em relação aos objetivos propostos sobre a Realidade Virtual, o desenvolvimento de uma plataforma de movimento incluiu a criação de um ambiente virtual e aproveitou-se para realizar uma análise da movimentação da cabeça do usuário em um espaço tridimensional enquanto este caminhava em uma esteira. Desenvolvidos os três ambientes virtuais, representados pelos solos da Terra, de Marte da Lua, o objetivo do usuário foi o deslocamento por estes caminhos em uma única direção (para frente) até encontrarem uma bandeirinha indicando o término.

Logo, não foi proposto objetivo de validação da usabilidade do ambiente virtual, uma vez que foi utilizada uma única amostra além de tratar-se de uma aplicação baseada em navegação. A navegação consiste na mais simples forma de interação, caracterizada por um “passeio exploratório”, sem manipulação e exploração de objetos virtuais (KIRNER & TORI, 2004).

2.4.1 Preparação do Set de Filmagem

Após a realização de técnicas de videografia (capítulo referente aos estudos preliminares) chegou-se a um consenso final para a melhor forma de adquirir dados cinemáticos com base nas propostas da pesquisa. Mudanças foram realizadas para que fosse possível analisar de forma correta as imagens através do software de análise de movimento, o APAS. Desta forma, foi aumentado o número de câmeras de vídeo, totalizando cinco, quatro dispostas obliquamente em relação ao indivíduo que se encontrava sobre a esteira e uma posicionada em frente ao mesmo. Foram colocadas fontes de iluminação, em número de quatro, para realçar e destacar os marcadores afixados no corpo do indivíduo (Figura 49). Adotou-se uma técnica de marcação do cenário, onde foi desenhado um *gride* sobre um papel pardo representando os três planos de movimento: sagital (eixo x), transversal (eixo y), e frontal (eixo z). Foi necessária a utilização de dois computadores *notebooks Pentium*, para que em um fosse possível rodar o software de realidade virtual e no outro operar o hardware de aquisição de dados, o DataQ.

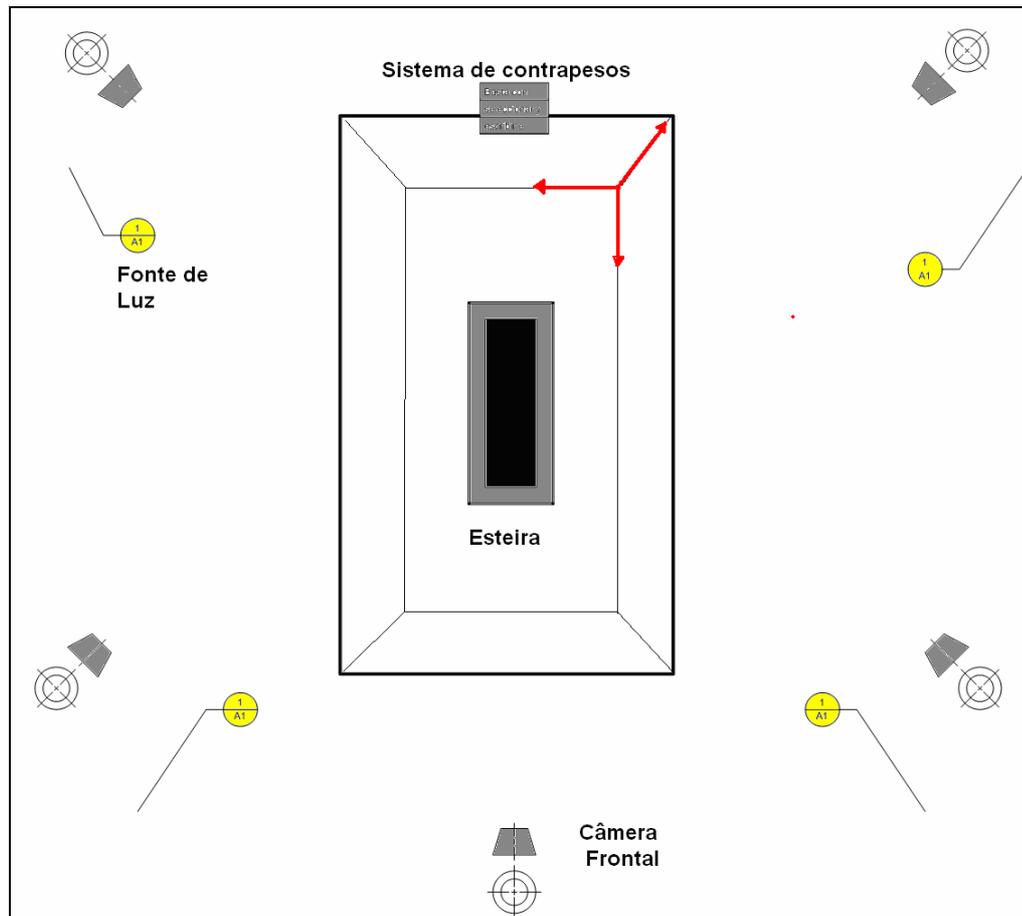


Figura 49: Organização do Set de filmagem.

2.4.2 Instrumentação do Indivíduo

Diferentemente da roupa utilizada nos ensaios de cinematria (calça de tecido cton comprida e de tnis) para a coleta de dados oficial optou-se por uma bermuda de tecido cton e de ps desnudos. Esta escolha permitiu que a movimentação dos membros inferiores no alterasse o posicionamento dos marcadores ao nvel de pelve e quadris, alm da possibilidade de fixação dos outros diretamente na pele (Figura x). A no utilizao de calados favoreceu a observao dos movimentos

das articulações dos pés, muito importante na avaliação das fases do ciclo da marcha. Os marcadores foram feitos de bolas de isopor, de aproximadamente 3 cm de diâmetro. Foram colados no corpo do indivíduo por meio de uma fita dupla-face, constituída de cola de silicone.

O mapeamento e a escolha dos pontos anatômicos de referência foram baseados no protocolo proposto pelo APAS/Gait Supported Analysis Methods (Marker Sets), o *Helen Hayes Hospital*. Conforme pode ser observado na tabela x, houve uma adaptação deste protocolo, modificando as nomenclaturas, pois as originais são no idioma inglês. Foram fixados no corpo do indivíduo um total de 23 marcadores, 11 para o membro inferior esquerdo e 11 para o direito. O marcador individual foi o posicionado sobre o sacro (Figura 50).

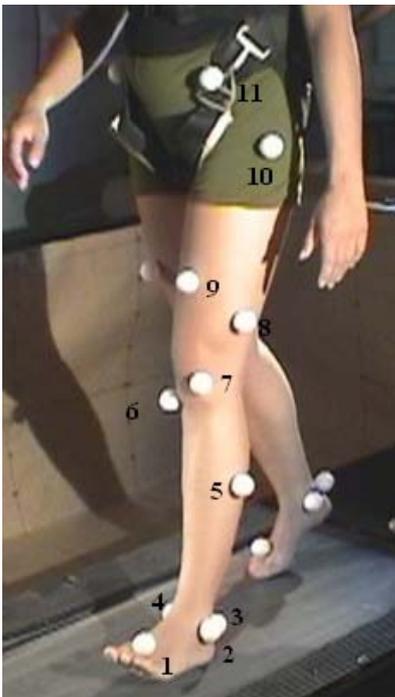


Figura 50: Disposição dos marcadores

Pontos Referência	Legendas
Cabeça do 2º Metatarso	1
Calcanhar	3
Maléolo Lateral	2
Maléolo Medial	4
1/3 sup. lateral da tíbia	5
Cabeça da Fíbula	6
Epicôndilo Lateral	7
1/3 inf. coxa lateral	8
½ coxa Anterior	9
Trocânter maior	10
Espinha Ilíaca-Ant-Sup.	11
Sacro	*

Tabela 04: Legenda dos marcadores
*Não pode ser visualizado neste plano

A partir daí, foram colocados os instrumentos para a realização da análise cinemática da marcha: os eletrogoniômetros (joelho e tornozelo) e os Foot Switches (um par para cada pé).

Os cabos destes equipamentos foram presos junto ao corpo através de fita adesiva e conectados ao computador por meio de uma caixa presa na cintura do sujeito (Figura 51).

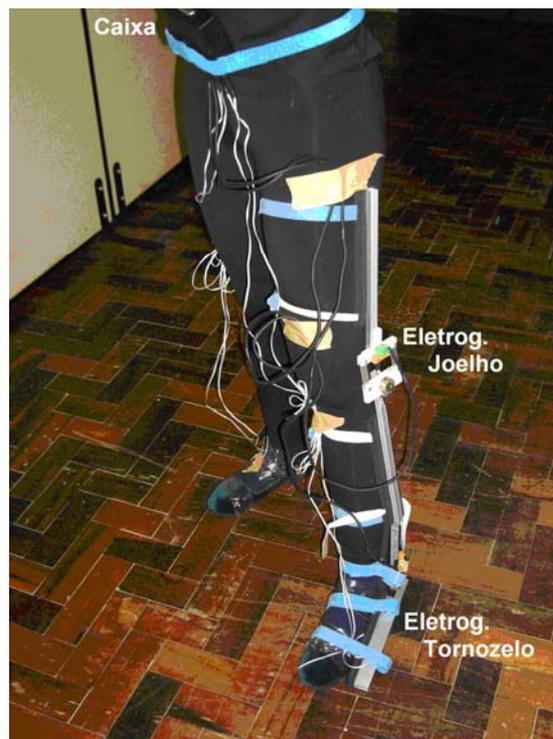


Figura 51: Instrumentação do indivíduo com os eletrogoniômetros e footswitches (sob os pés).

Com relação ao grupo referente à utilização da tecnologia de realidade virtual, além da avaliação cinemática baseada na utilização dos footswitches,

eletrogoniômetros e imagens, foi realizada uma análise referente ao rastreamento da posição da cabeça do indivíduo durante a marcha. Portanto, além da utilização do HMD, para a avaliação deste grupo foi necessária a colocação de dispositivos de segurança. Foram anexados cabos e cordas juntamente ao harness do SSC, e lateralmente ao corpo do indivíduo foram colocadas marcações de fita crepe para dar-lhe a noção dos limites das dimensões da esteira. Por fim, foi colocado o HMD no indivíduo.



Figura 52: Dispositivos de segurança: Cabos, *harness* e marcações.

2.4.3 Fase de coleta de dados

Quando prontas as instrumentações do ambiente e do participante, iniciou-se a coleta de dados. Os processos de aferição dos eletrogoniômetros, footswiches e célula de carga foram realizados. A sincronização das câmeras de vídeo se deu a partir da utilização de um *led* que permanecia ligado até aproximadamente os 30 segundos iniciais. No processo de edição dos vídeos, o momento em que o *led* era desligado determinava o tempo da sincronia entre as cinco câmeras. Nas etapas referentes a utilização da tecnologia de realidade virtual, fez-se necessário o ajuste do óculos (HMD) na cabeça do indivíduo.

A coleta de dados foi dividida em etapas, comuns aos dois grupos: a) representação da caminhada em ambiente terrestre; b) simulação de caminhada em solo marciano (redução de 30% do peso corporal) e c) simulação de marcha em gravidade lunar (redução de 60% do peso corporal). Optou-se por começar com o grupo sem realidade virtual. Cada etapa compreendia um total de 2 minutos de caminhada sobre a esteira. O intervalo de tempo entre uma e outra foi de aproximadamente 2 minutos, para que as intervenções pudessem ser feitas (Figura 53). Terminada a coleta de dados do grupo sem realidade virtual, progrediu-se para o grupo com realidade virtual. O diferencial foi a aferição do HMD e a colocação dos dispositivos de segurança, descritos anteriormente.

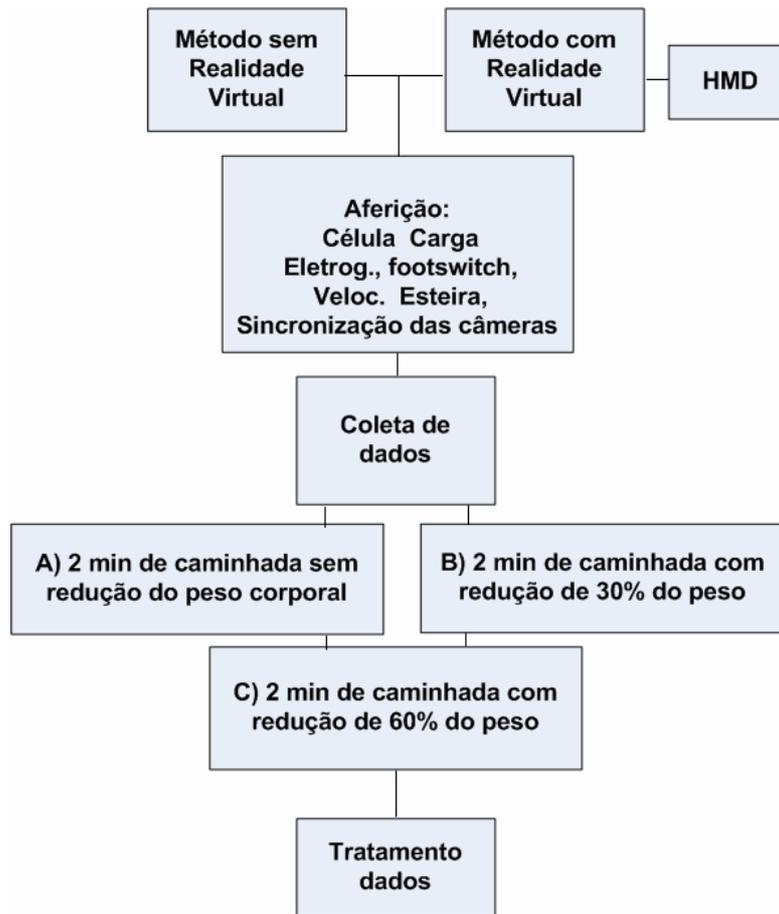


Figura 53: Organograma da coleta de dados

2.4.4 Determinação das Variáveis

O presente estudo é caracterizado pela análise de variáveis descritivas e angulares relacionadas à avaliação cinemática da marcha de um indivíduo sobre uma esteira elétrica. Foram coletados também dados relativos ao deslocamento da cabeça nos três planos de movimento através de um rastreador de orientação da cabeça, componente do HMD (*Head Mounted display*).

Em relação à videografia, o propósito do presente estudo foi o da escolha do melhor método para captura de movimento humano e a utilização das etapas iniciais

do software de análise de movimento (APAS). Iniciou-se com o processo de sincronização dos vídeos (Figura 54), a digitalização (Figura 55) das imagens do indivíduo em movimento com base no rastreamento dos marcadores em diferentes planos e, por fim, a formação do “exoesqueleto digital” (Figura 56). Além disso, os vídeos serviram igualmente para a realização de uma avaliação qualitativa baseada na inspeção visual.

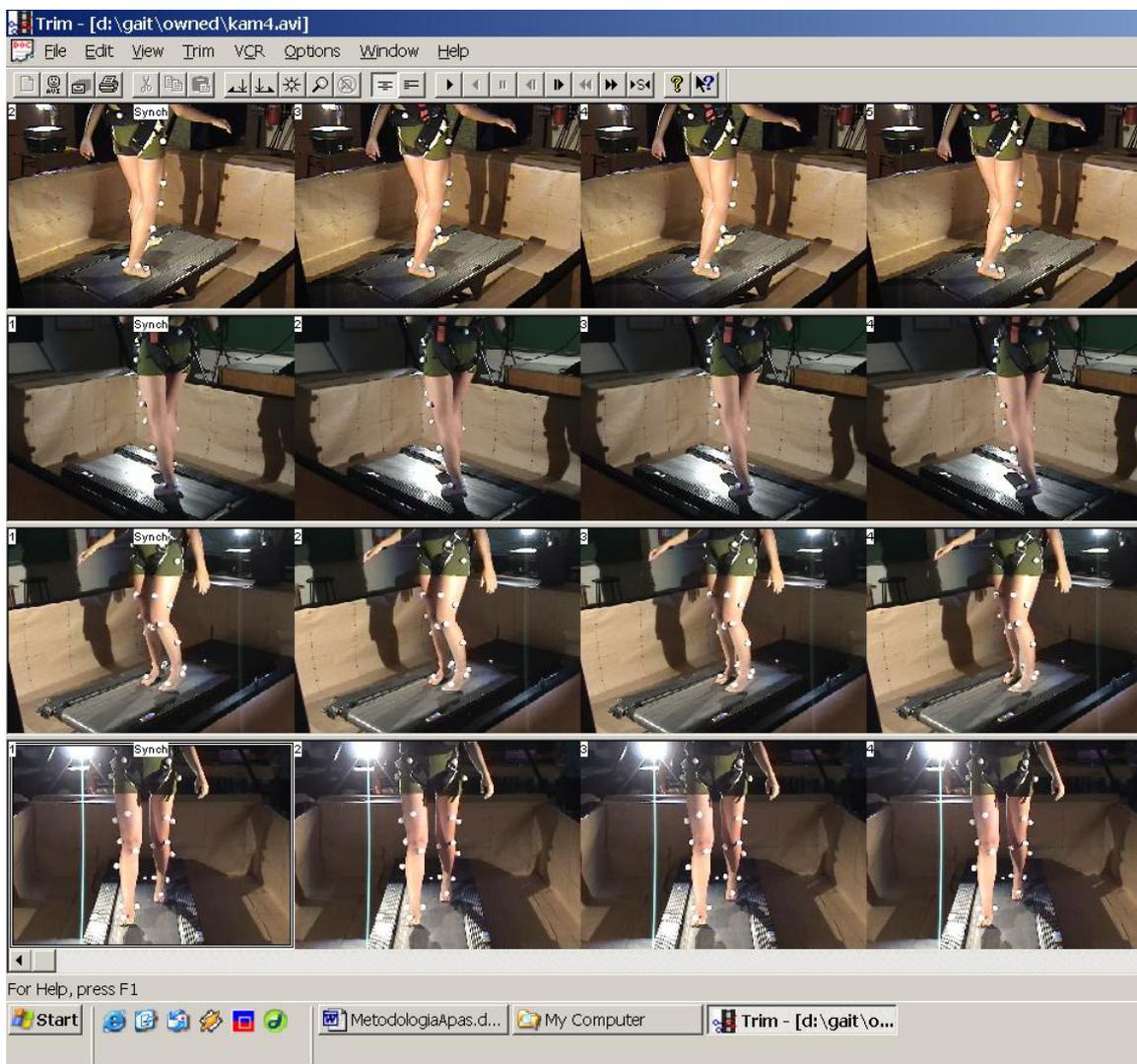


Figura 54: Edições de corte e sincronização dos vídeos

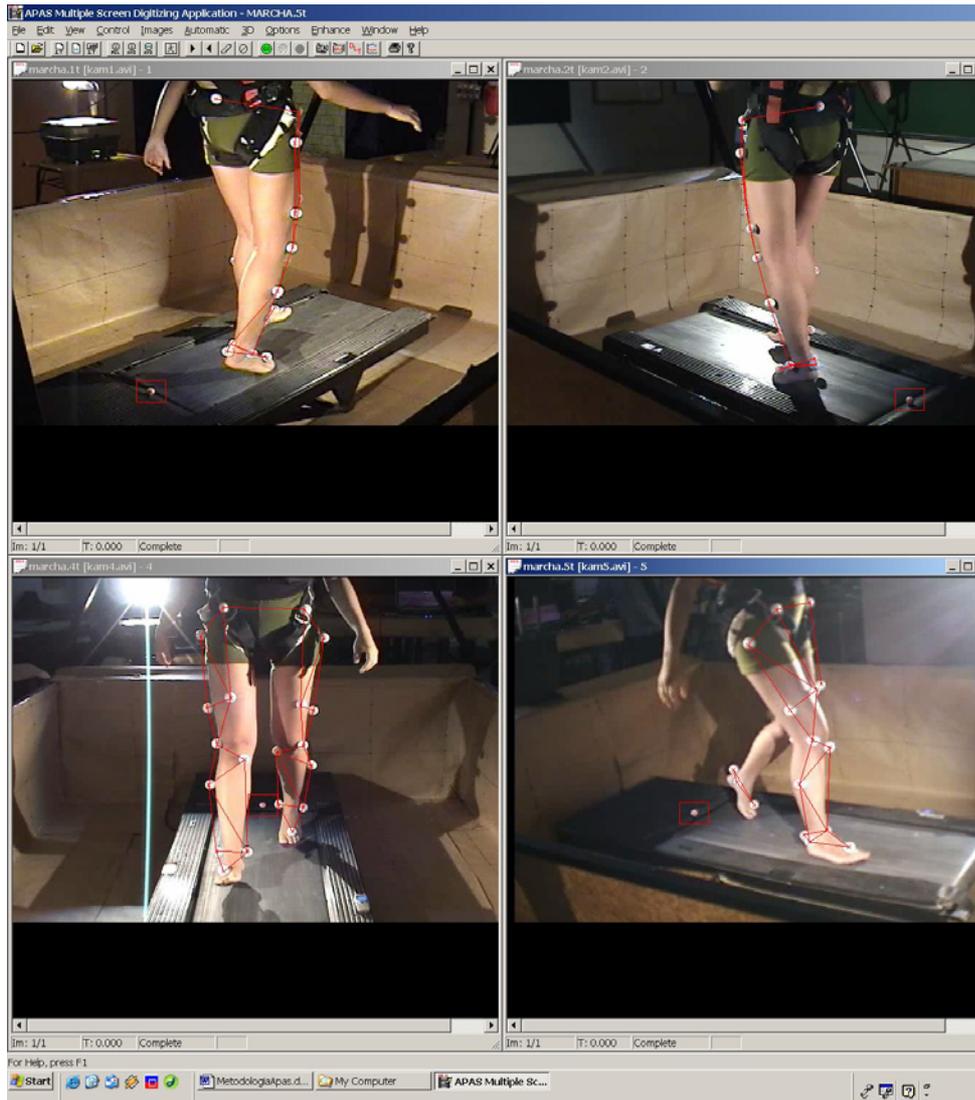


Figura 55: Processo de digitalização pontos de calibração, os segmentos e articulações do corpo.

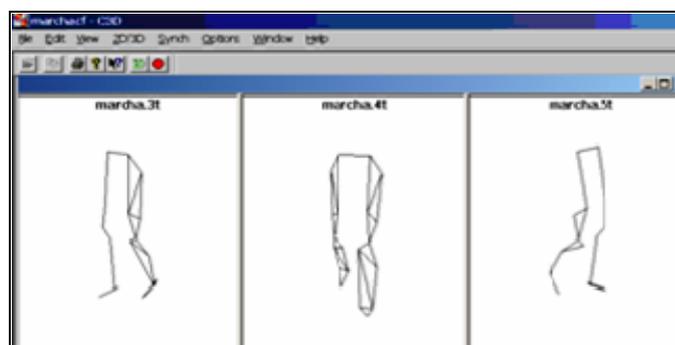


Figura 56: Processo de formação do "exoesqueleto digital"

A continuidade do processo de análise cinemática da marcha a partir de videografia ou cinemetria será realizada em estudos futuros. Entretanto, os vídeos obtidos de cinco câmeras de vídeo foram analisados, de forma qualitativa, na observação de características peculiares a cada situação entre os diferentes grupos, tais como Marte x Lua x Terra x C/RV x S/RV.

2.4.4.1 Variáveis Descritivas

São as variáveis que caracterizam um processo de avaliação de marcha. São relativas ao comprimento, duração, velocidade da passada, cadência e duração da fase de apoio. Estão, portanto, relacionadas aos parâmetros temporais e espaciais de avaliação de marcha.

O tempo de passada (TP) é referente ao intervalo de tempo entre o 1º e o 2º contato do mesmo pé no solo.

O comprimento e a velocidade da passada podem ser calculados a partir da equação 03, em metros ou centímetros, havendo pelo menos duas variáveis. Isto, pois, trata-se de uma situação de marcha com velocidade selecionada, ou seja, determinada através esteira elétrica.

$$v = d/t$$

Equação 03

A cadência é determinada pelo número de passos dados em um intervalo de 1 minuto durante um ciclo da marcha.

A duração da fase de apoio pode ser determinada a partir do conhecimento dos tempos de contatos (TC) das regiões dos pés instrumentadas pelos footswitches. A fase de apoio é observada a partir do tempo entre o contato inicial e final de cada pé durante uma passada.

2.4.4.2 Variáveis Angulares: Eletrogoniômetros

Foram realizadas avaliações das medidas angulares através dos registros marcados pelos eletrogoniômetros no WindaQ, determinando movimentos das articulações do tornozelo (Dorsiflexão e Plantiflexão) e joelho (Flexão e Extensão). A determinação dos movimentos foi baseada na observação de valores máximos (Plantiflexão e flexão de joelho) e de valores mínimos (Dorsiflexão e extensão de joelho) evidenciados nas curvas durante cada passada. Foram utilizadas médias e desvios padrão para estes valores.

2.4.4.3 Variáveis Angulares: HMD

O rastreador acoplado na porção traseira dos óculos de realidade virtual (HMD) tem como função localizar espacialmente o posicionamento da cabeça do usuário, para que possam ser atualizadas as imagens nos monitores quando este

olhar para outra direção, por exemplo. As variáveis determinantes dos movimentos da cabeça no espaço tridimensional (*Pitch*, *Yaw* e *Roll*) são os eixos de rotação X, Y e Z, respectivamente. Foram realizadas igualmente as comparações entre Terra, Marte e Lua.

2.4.5 Análises Estatísticas dos Dados

a) As análises foram realizadas no programa SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*), versão 10.0.

b) As variáveis foram descritas através de médias e desvios padrão.

c) Foram realizadas diferentes comparações: entre dois grupos (C/RV e S/RV) e entre três grupos (Terra, Marte e Lua). Para a relação entre os corpos celestes, foi utilizada a análise de variância para medidas repetidas (ANOVA). Para a complementação desse teste, foi aplicada a correção de Bon Ferroni. Quanto a comparação entre os grupos (C/RV e S/RV), foi utilizado o Teste T.

d) Quanto a análise dos dados do HMD, utilizou-se ANOVA para comparar as variáveis X, Y e Z.

e) O nível de significância adotado para o estudo foi de 5%, portanto foram considerados significativos valores de $p \leq 0,05$.

CAPÍTULO 3 - RESULTADOS

3.1 VARIÁVEIS DESCRITIVAS: FOOT SWITCHES

3.1.1 Tempo de passada (TP):

Tempo entre 2 toques sucessivos do mesmo pé CE (Calcâneo esquerdo), TAE (Terço anterior do pé esquerdo), CD (Calcâneo direito) e TAD (Terço anterior do pé direito).

TP	TERRA	MARTE	LUA	P
CE	1,48 ± 0,00523	1,65 ± 0,007735	1,82 ± 0,009128	P<0,001
CERV	1,33 ± 0,11	1,8 ± 0,29	1,67 ± 0,006101	P<0,001
TAE	1,47 ± 0,18	1,65 ± 0,006948	1,83 ± 0,00897	P<0,001
TAERV	1,34 ± 0,00341	1,4 ± 0,32	1,66 ± 0,008393	P<0,001
TAD	1,49 ± 0,07122	1,65 ± 0,17	1,82 ± 0,14	P<0,001
TADRV	1,36 ± 0,18	1,76 ± 0,005814	1,65 ± 0,107	P<0,001
CD	1,47 ± 0,142	1,64 ± 0,005792	1,82 ± 0,145	P<0,001
CDRV	1,33 ± 0,009794	1,76 ± 0,004890	1,67 ± 0,006460	P<0,001

Tabela 05: Tempo de Passada, com e sem RV (Realidade virtual). Médias e desvios padrão individuais

Terra: Maior TP em TAD; Terra RV: Maior TP em TAD.

Marte: Menor TP em CD; Marte RV: Maior TP em CE.

Lua: Maior TP em TAE; Lua RV: Maior TP em CE e CD.

TP	MÉDIA	D.P.	P	IC (LB – UB)
T	1,47	0,006	P<0,001	1,45 – 1,5
TRV	1,34	0,00589	P<0,001	1,32 – 1,36
M	1,64	0,0076	P<0,001	1,62 – 1,67
MRV	1,68	0,00871	P<0,001	1,65 – 1,71
L	1,82	0,00884	P<0,001	1,79 – 1,85
LRV	1,66	0,0049	P<0,001	1,65 – 1,71

Tabela 06: Médias de tempos de passadas, D. P. e intervalos de confiança entre grupos.

Grupo RV: Menor TP na Terra.

Grupo S/RV: Maior TP na Lua.

* **Test T:** Par 1: MEDIA T x MEDIA TRV = P<0,001

Par 2: MEDIAL x MEDIA LRV = P<0,001

Par 3: MEDIAM x MEDIA MRV = P= 0,102

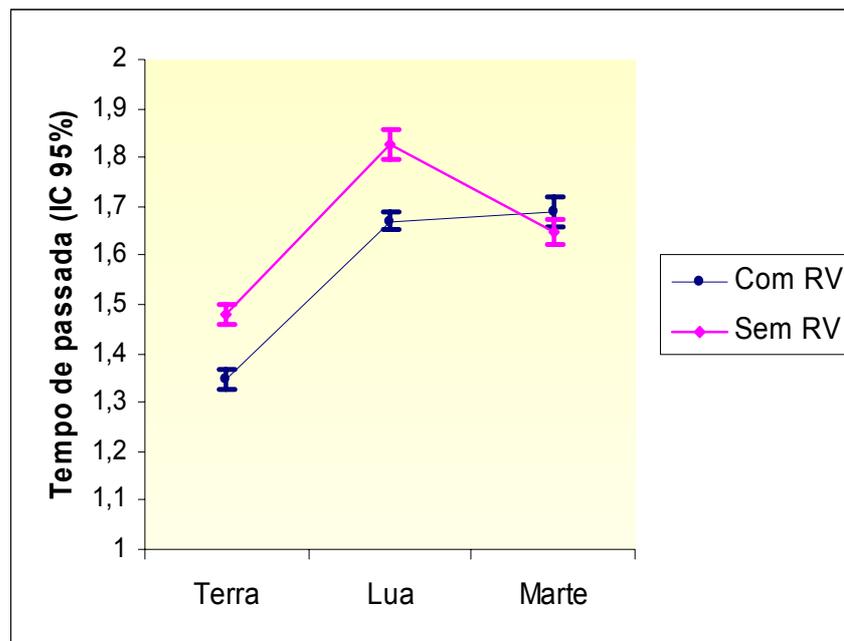


Gráfico 01: Médias de Tempos de Passada

Dentre todos os grupos, o maior tempo de passada foi encontrado em Lua sem Realidade Virtual.

Todos os grupos apresentaram diferenças estatisticamente significativas a partir do ANOVA em igualmente no Teste T.

3.1.2 Tempo de Contato

Médias de cada segmento do pé CE, TAE, TAD e CE.

TC	TERRA	MARTE	LUA	P
CE	0,31 ± 0,008093	1,42± 0,00784	1,57± 0,100	P<0,001
CERV	0,91 ± 0,2425	1,54 ± 0,00505	1,407± 0,00774	P<0,001
TAE	0,33± 0,1364	1,17± 0,00767	1,554± 0,009783	P<0,001
TAERV	0,94± 0,00989	1,11± 0,21	1,46± 0,008398	P<0,001
TAD	0,42± 0,11	0,96 ± 0,13	1,36 ± 0,136	P<0,001
TADRV	0,65 ± 0,17	0,88 ± 0,0062	1,31 ± 0,1038	P<0,001
CD	0,56 ± 0,100	1,330± 0,005408	1,45 ± 0,1243	P<0,001
CDRV	0,703± 0,007509	1,42 ± 0,00454	1,67 ± 0,006460	P<0,001

Tabela 07: Tempo de Contato. Médias e desvios Padrão individuais

Terra: Maior TC em CD; Terra RV: Maior TC em TAE.

Marte: Maior TC em CE; Marte RV: Maior TC em CE.

Lua: Maior TC em CE; Lua RV: Maior TC em CD.

3.1.3. Velocidade da Marcha

Marcha com velocidade selecionada, ou seja, determinada através esteira elétrica. A velocidade de marcha foi de 40m/min, constante.

3.1.4 Cadência

É referente ao número de passos por minuto.

	Sem RV	Com RV
Terra	86	92
Marte	74	81,4
Lua	66	76,4

Tabela 08: Cadência nos diferentes grupos

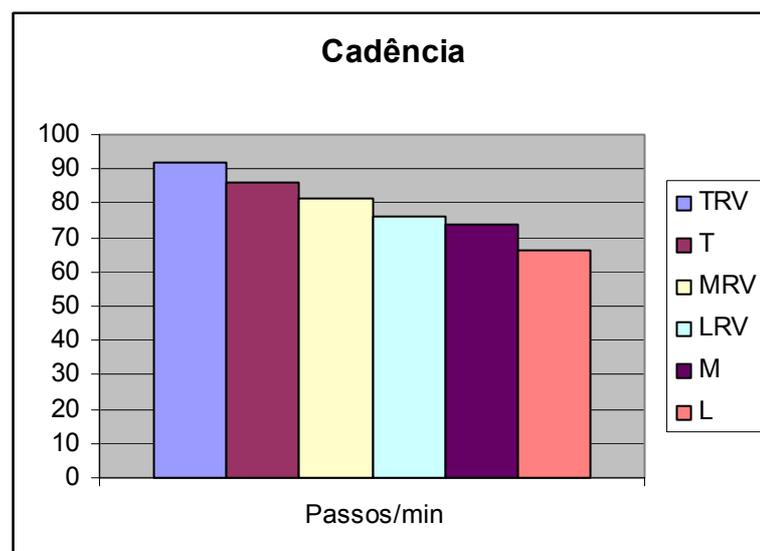


Gráfico 02: Valores para Cadência. Terra apresentou a maior média.

3.1.5 Duração da Passada

A duração da passada é representada pelo Tempo de Passada (TP), compreendida pela média do intervalo de tempo entre o 1º e o 2º contato do mesmo pé no solo, podendo ser observada na tabela 01. Serve, igualmente, como parâmetro para a definição do comprimento da passada.

3.1.6 Comprimento Passada

O comprimento da passada é definido pela distância entre o 1º contato do pé e o segundo contato do mesmo no solo ou outra superfície de apoio.

Para tal definição, pode-se utilizar da equação 03, onde a velocidade é igual à distância pelo tempo. Faz-se necessário:

$$v = d/t$$

Equação 03

Velocidade = 40m/min; Distância = comprimento da passada; Tempo = duração da passada. Logo;

	Duração Passada (segundos)	Comprimento Passada (metros)
T	1,47	0,96
TRV	1,34	0,88
M	1,64	1,09
MRV	1,68	1,12
L	1,82	1,21
LRV	1,66	1,106

Tabela 09: Comprimento de Passada.

3.1.8 Tempo Aéreo (TA)

De acordo com a metodologia utilizada por pesquisadores como Newman (2000), na simulação de marcha em ambiente de força gravitacional reduzida, o tempo aéreo (TA) é o período entre a retirada dos dedos e o contato do pé oposto no solo. Desta forma, se refere ao momento em que os membros inferiores estão na fase de balanço durante uma passada.

Se a duração do Tempo de Passada em Terra S/RV (1,47s) representa 100% do Ciclo da Marcha, e sabe-se que uma passada é composta pela Fase de Apoio que representa 62% e Fase de Balanço 38%. (ROSE & GAMBLE, 1998). Segundo Winter (1991), o percentual médio para a Fase de Balanço é de 40% e 60% para a fase de Apoio.

Como o Tempo Aéreo é representado pela Fase de Balanço, teve duração de 0,55s, utilizando os percentuais determinados por Rose & Gamble (1998), conforme é explicitado abaixo:

$$\begin{aligned} 1,47 &— 100 \% \\ x &— 38\% \\ x &= 0,55 \end{aligned}$$

Logo; os demais grupos apresentaram os seguintes valores para duração da Fase Aérea: A Lua apresentou o maior TA.

TRV = 0,50 s; M = 0,62; MRV= 0,63 s; L = 0,69 s e LRV = 0,63s.

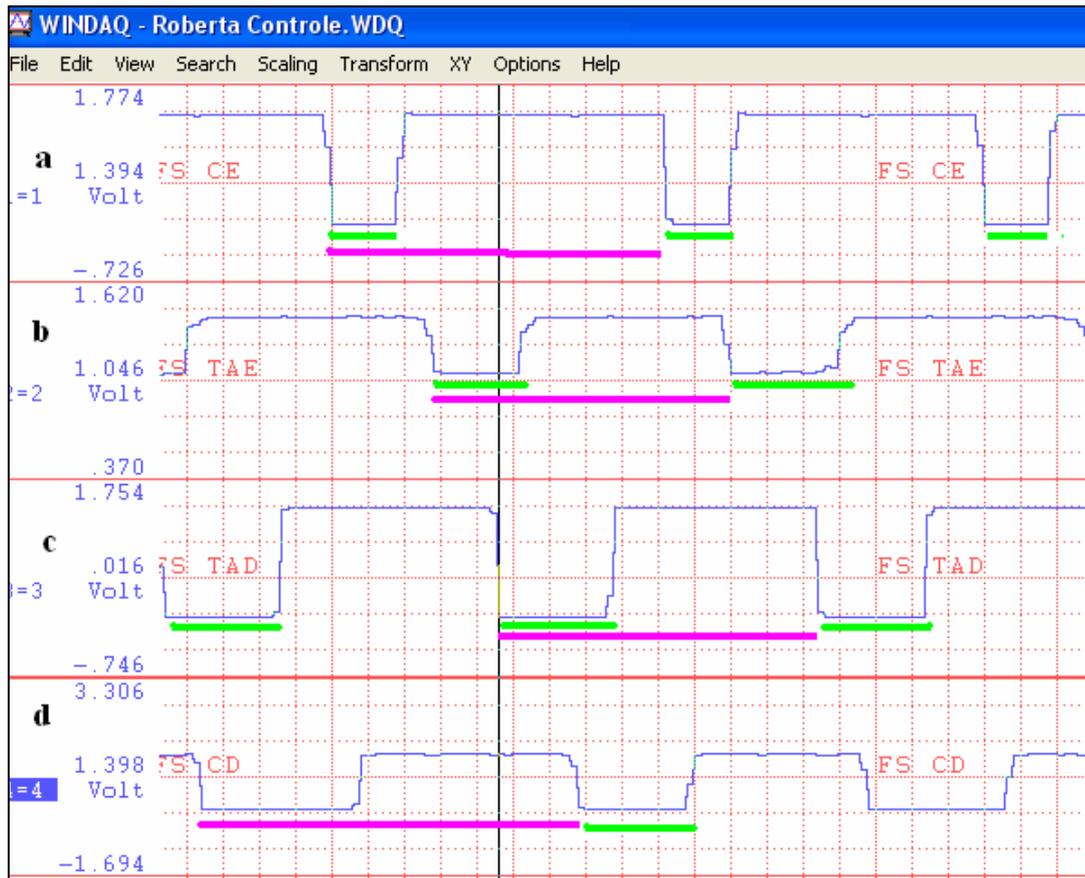


Figura 57: Tempo de Passada (linha rosa) e Tempo de Contato (linha verde). Em “a” calcâneo esquerdo, em “b” terço-anterior esquerdo, “c” terço-anterior direito e “d” calcâneo direito.

3.2 VARIÁVEIS ANGULARES: ELETROGONIÔMETROS

3.2.1 Tornozelo

DORSI	MÉDIA	D.P.	P	IC (LB – UB)
T	73,9	1,146	P<0,001	73,27 – 74,59
TRV	69,59	1,86	P>0,005	68,40 – 70,77
M	69,66	1,22	P<0,001	69,08 – 70,23
MRV	69,25	2,06	P>0,005	0,40 – 0,48
L	67,92	3,01	P<0,001	66,50 – 69,33
LRV	68,45	2,65	P>0,005	66,77 – 70,76

Tabela 10: Dorsiflexão. Médias(graus), D. P. e intervalos de confiança entre grupos
Obs: A posição neutra do tornozelo está em 90°, variando ate 70° para dorsiflexão.

Grupo S/RV: Maior dorsiflexão na Terra, seguido de Marte e Lua.

Grupo RV: não houve diferença estatisticamente significativa entre Terra, Marte e Lua.

* **Test T:** Par 1: MEDIA T x MEDIA TRV = $P < 0,001$

Par 2: MEDIAL x MEDIA LRV = $P = 0,382$

Par 3: MEDIAM x MEDIA MRV = $P = 0,549$

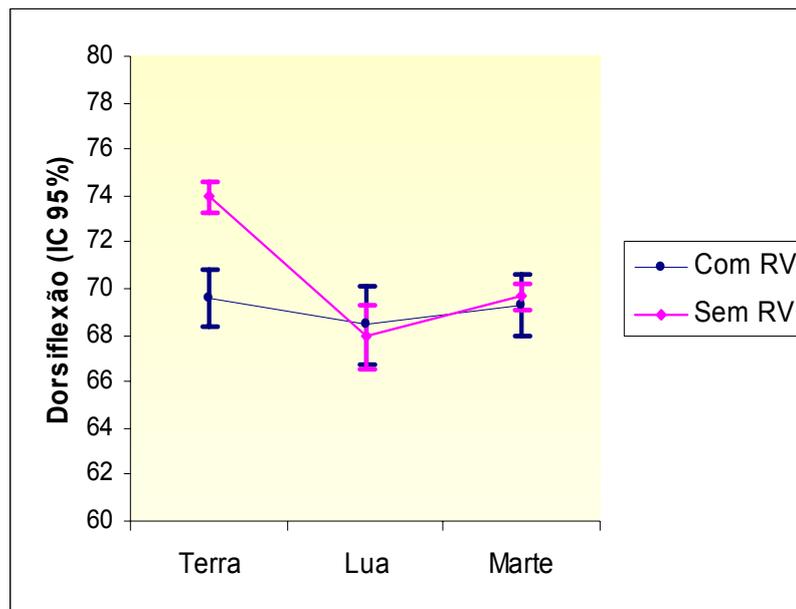


Gráfico 03: Valores para dorsiflexão.

A maior média para dorsiflexão foi observada em Terra sem Realidade Virtual.

Foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre Terra e Terra S/R.

PLANTI	MÉDIA	D.P.	P	IC (LB – UB)
T	100,81	3,85	P<0,001	99,01 – 102,6
TRV	111,70	7,42	P>0,005	108,64 – 114,77
M	112,13	7,55	P<0,001	108,60 – 115,66
MRV	113,32	6,25	P>0,005	110,73 – 115,90
L	107	10,91	P<0,001	101,89 – 112,11
LRV	112,11	7,85	P>0,005	108,86 – 115,35

Tabela 11: Plantiflexão. Médias (graus), D. P. e intervalos de confiança entre grupos.
Obs: A posição neutra do tornozelo está em 90°, variando até 120° para plantiflexão.

Grupo S/RV: Maior plantiflexão em Marte, seguido de Lua e Terra.

Grupo RV: não houve diferença estaticamente significativa entre Terra, Marte e Lua.

Test T: Par 1: MEDIA T x MEDIA TRV = P<0,001

Par 2: MEDIAL x MEDIA LRV = P = 0,164

Par 3: MEDIAM x MEDIA MRV = P= 0,490

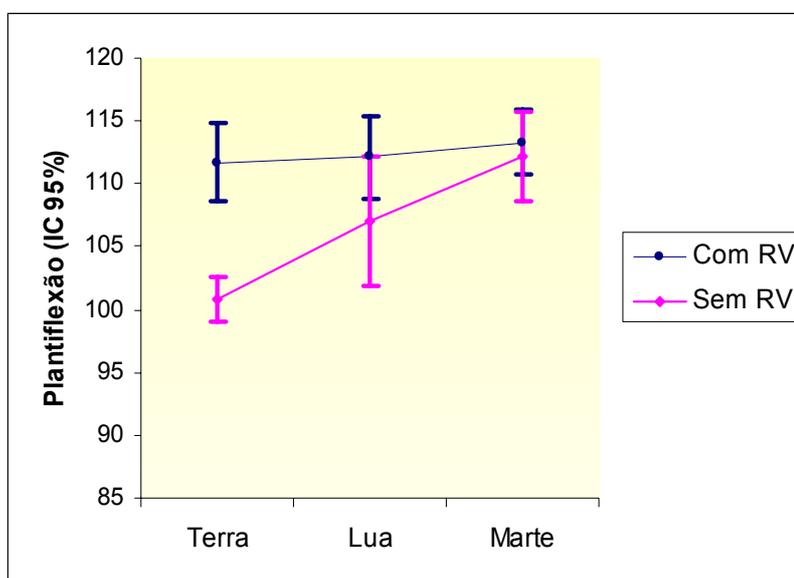


Gráfico 04: Valores para plantiflexão

As maiores médias para plantiflexão foram encontradas em Marte e Lua. Em Terra, os menores valores.

Houve diferença estatisticamente significativa entre Terra e Terra S/RV.

3.2.2 Joelho

FLEX	MÉDIA	D.P.	P	IC (LB – UB)
T	66,75	16,50	P = 0,001	57,22 – 76,29
TRV	89,19	2,46	P<0,001	87,86 – 90,52
M	89,17	2,53	P = 0,001	87,71 – 90,64
MRV	89,19	2,49	P<0,001	87,86 – 90,52
L	93,60	4,04	P = 0,001	91,27 – 95,94
LRV	98,68	2,77	P<0,001	97,20 – 100,16

Tabela 12: Flexão joelho. Médias, D. P. e intervalos de confiança grupos.

Grupo S/RV: Maior flexão foi encontrada na Lua, seguido de Marte e Terra.

Grupo RV: Maior flexão na Lua. Marte e Terra mesmos valores.

* **Test T:** Par 1: MEDIA T x MEDIA TRV = P<0,001

Par 2: MEDIAL x MEDIA LRV = P<0,001

Observação: O programa estatístico não realizou o teste com a flexão do joelho em Marte porque os valores médios e os desvios padrão do grupo RV e S/RV são exatamente iguais.

Houve diferenças estatisticamente significativas entre Terra e Terra RV bem como Lua e Lua RV.

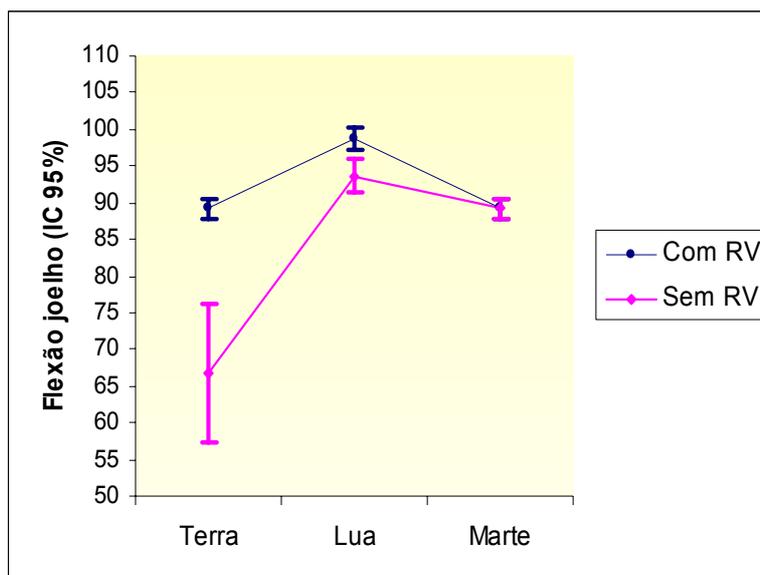


Gráfico 05: Valores para flexão de joelho

Maior flexão de joelho em Lua RV

Houve diferenças estatisticamente significativas entre Terra e Terra RV bem como Lua e Lua RV.

EXT	MÉDIA	D.P.	P	IC (LB – UB)
T	5,2	2,46	P<0,001	4,04 – 6,35
TRV	49,92	1,38	P<0,001	49,15 – 50,7
M	66,2	2,28	P<0,001	65,11 – 67,26
MRV	49,92	1,38	P<0,001	49,15 – 50,69
L	69,43	2,06	P<0,001	68,47- 70,40
LRV	70,33	1,78	P<0,001	69,34 – 71,32

Tabela 13: Extensão joelho. Médias, D. P. e intervalos de confiança entre grupos.

Para verificar como se deu a amplitude do movimento de extensão do joelho, foi necessária a subtração do valor máximo (flexão) pelo valor mínimo (extensão), já que a extensão representa a variação angular a partir do movimento de flexão (determinado como limite de 90°) em direção ao valor próximo do zero grau, conforme pode ser observado na figura nº 40.

	Flexão - extensão	Resultado
Terra S/RV	66,75 - 5	61,75°
Marte S/RV	89,17 - 66,2	22,97°
Lua S/RV	93,60 - 69,43	24,17°
Terra RV	89,19 - 49,92	39,27°
Marte RV	89,19 - 49,92	39,27°
Lua RV	98,68 - 70,33	28,35°

Tabela 14: Valores referentes a extensão do joelho

Logo, foi encontrada a maior média para extensão de joelho na Terra. Em contrapartida, o grupo Lua com RV apresentou o menor valor para extensão.

- * **Test T:** Par 1: MEDIA T x MEDIA TRV = $P < 0,001$
 Par 2: MEDIAL x MEDIA LRV = $P = 0,235$
 Par 3: MEDIAM x MEDIA MRV = $P < 0,001$

Houve diferença estatisticamente significativa entre Terra e Terra S/RV

Houve diferença estatisticamente significativa entre Marte e Marte S/RV

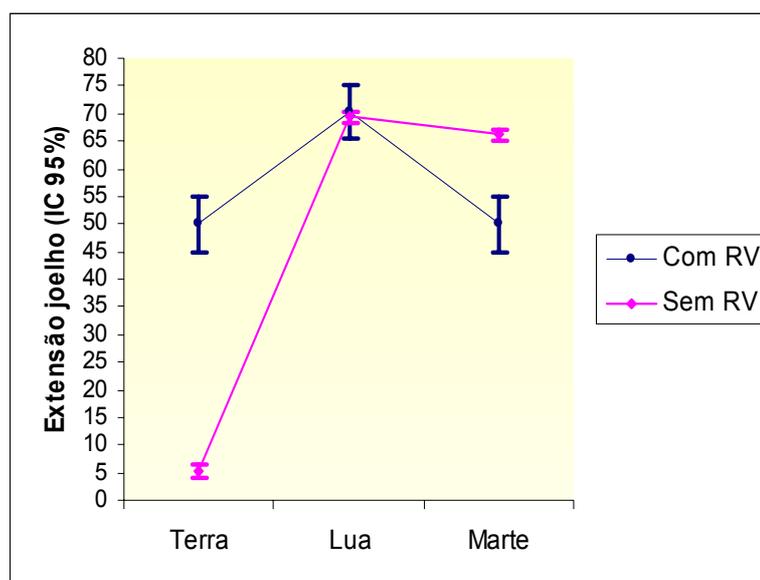


Gráfico 06: Valores para extensão de joelho. (Um menor valor é inversamente proporcional a maior extensão)

3.3 VARIÁVEIS AGULARES: HMD

TERRA	MÉDIA	D.P.	P	IC (LB – UB)
X	-3,407	1,60	P<0,001	-3,47 - -3,33
Y	-0,62	2,066	P<0,001	-0,718 - -0,53
Z	-1,14	0,998	P<0,001	-1,18 - -1,09

Tabela 15: Grupo Terra. Rotações da cabeça eixos x, y e z

No grupo Terra foi encontrada a maior rotação no eixo X de movimento, seguido de Z e Y. Logo, ocorreu com mais freqüência o *Pitch* (movimento da cabeça para baixo e para cima), principalmente no para baixo.

MARTE	MÉDIA	D.P.	P	IC (LB – UB)
X	-1,37	8,28	P<0,001	-1,74 - -1,00
Y	-3,18	15,38	P<0,001	-3,87 - -2,49
Z	2,73	2,36	P<0,001	2,62 – 2,83

Tabela 16: Grupo Marte. Rotações da cabeça nos eixos x, y e z.

Em Marte, a maior rotação foi observada no eixo Y. Desta forma, ocorreu mais o *yaw* (movimentação da cabeça para o lado esquerdo e direito), com ênfase para o lado esquerdo.

LUA	MÉDIA	D.P.	P	IC (LB – UB)
X	-2,54	8,12	P<0,001	-2,90 - -2,18
Y	-4,13	16,21	P<0,001	-4,85 - -3,40
Z	6,13	3,22	P<0,001	5,99 – 6,28

Tabela 17: Grupo Lua. Rotações da cabeça nos eixos x, y e z.

No grupo referente a simulação da Lua, houve maior rotação no eixo Z, representando o *Roll* (eixo Z de rotação; inclinação lateral da cabeça), principalmente para o lado direito.

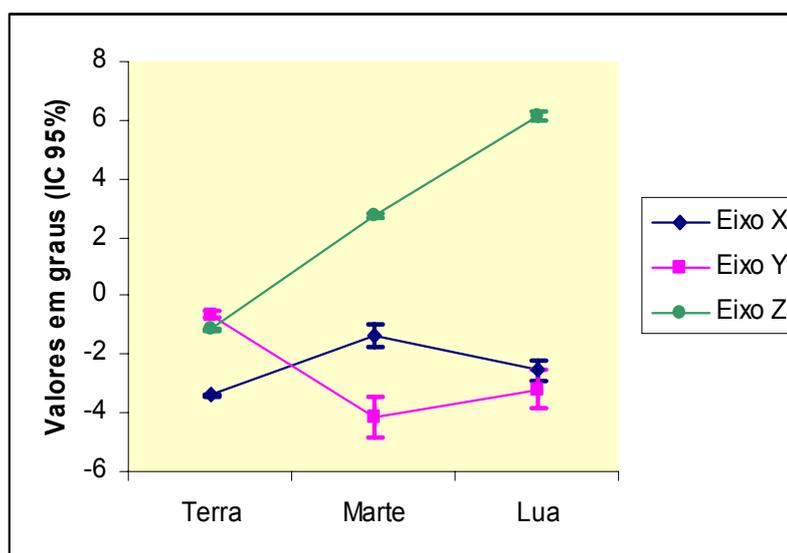


Gráfico 07: Rotações nos eixos x, y e z.

A avaliação qualitativa dos vídeos serviu como complementação aos resultados obtidos das análises quantitativas, tanto das variáveis descritivas como das angulares.

CAPÍTULO 4 – DISCUSSÃO

4.1. VARIÁVEIS DESCRITIVAS

Dentro do Grupo S/RV, a Lua apresentou o maior Tempo de passada (TP) em relação à Marte e Terra. Isto denota que o intervalo de tempo para completar uma passada foi maior em relação aos outros. Quanto ao Grupo C/RV, o menor Tempo de Passada foi na Terra, conforme ocorreu no Grupo S/RV. Na Lua, o indivíduo manteve-se por mais tempo em contato (Tempo de Contato) com a superfície de apoio, e, portanto, levou mais tempo para completar uma passada.

Tendo em vista que Marte representa uma redução de 30% do peso corporal e Lua 60% em relação à Terra (Grupo controle), pode-se concluir que quanto maior o for a redução de peso corporal maior será o Tempo de Passada (TP). Da mesma forma, o Tempo de Contato (TC) torna-se menor quando a redução de peso corporal for menor ou inexistente, tal qual ocorreu em Marte e Terra.

Por ser uma variável diretamente proporcional ao Tempo de contato (Fase de Apoio do Ciclo da Marcha), o maior Tempo Aéreo (TA ou fase aérea) foi encontrado no Grupo Lua, em relação aos demais grupos.

Durante a simulação de gravidade parcial lunar, encontrou-se também o maior Comprimento de Passada (distância entre o 1º e o 2º toque do mesmo pé no solo). Logo, foi possível observar que os passos dados pelo indivíduo na simulação

de Lua foram mais longos e em menor número do que nas outras condições. Com base num estudo comparativo entre marcha em ambiente terrestre e marcha em ambiente aquático, Degani & Barela (2001) verificaram uma maior duração da passada e menor cadência no meio líquido. Em relacionando a caminhada na piscina (imersão aquática) com a caminhada sobre a esteira utilizando um Sistema de Suspensão Corporal, por ambos apresentarem redução do peso corporal em função força de empuxo e ação dos contrapesos, respectivamente, foi possível encontrar as mesmas características para tempo de passada (TP) e cadência.

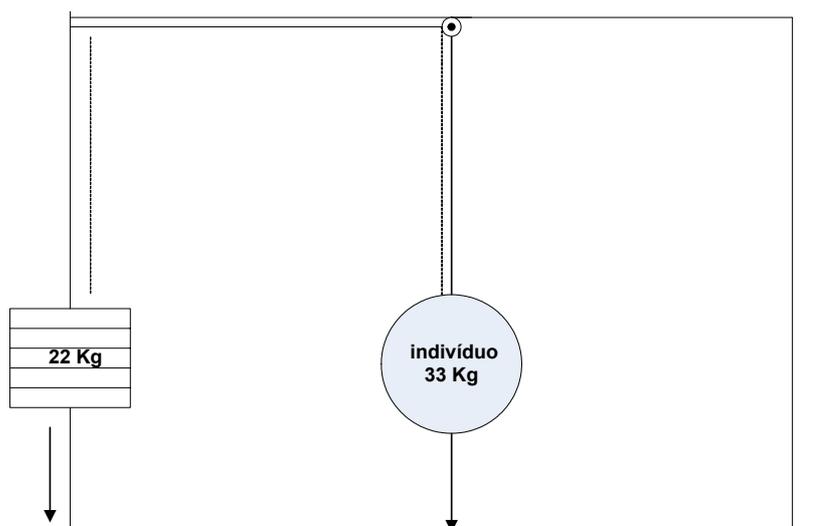


Figura 58: Esquema explicativo para a simulação de gravidade lunar.

Como exemplo para tais considerações, optou-se pela condição de simulação de gravidade lunar. O indivíduo (55 kg) passou a realizar menos força para deslocar-se, pois estava pesando menos. Em função de estar suspenso por 22 Kg (60% do peso integral) a partir dos contrapesos, não houve a necessidade de um maior

esforço para a sustentação do corpo contra a ação da força gravitacional, tal qual ocorre em gravidade terrestre (figura 58). Este menor esforço pode ser explicado a partir da ação da força de reação ao solo (FRS), um dos parâmetros de avaliação cinética da marcha, embora não seja um propósito deste estudo.

As forças exercidas durante a locomoção são a Força de Reação ao Solo (FRS), a força transmitida através das articulações, a energia mecânica e a potência transferida entre os segmentos corporais. A FRS resulta das ações musculares e do peso corporal, e é transmitida pelos pés. As ações musculares são responsáveis pela manutenção do equilíbrio postural do indivíduo sobre sua base de sustentação e atuam contra a força de reação ao solo (AMADIO, 1996). Esta força é composta por duas componentes horizontais (medial/lateral e anterior/posterior) e uma vertical. A vertical apresenta dois picos de força. O primeiro está relacionado ao contato do pé com o solo (sentido crânio-caudal), sendo este denominado pico passivo por estar vinculado ao peso corporal do indivíduo. O segundo, o pico ativo, está relacionado à propulsão é referente à retirada do pé do solo.

Desta forma, presumesse que a alteração do peso corporal do indivíduo influencia diretamente na FRS, a qual se torna menor quando diminuído o peso do sujeito. Segundo Newman (2000), há uma redução significativa nos picos de força durante a locomoção em gravidade parcial. Ocorre 50% de redução nos picos força de 1 g (gravidade terrestre) para 3/8 g (gravidade em Marte) e uma redução de 74% na força de pico de 1 g para a gravidade lunar (1/6 g) (Figura 59).O tempo para uma única passada (*t stride*) aumenta conforme diminui o nível de gravidade; assim, uma diminuição na freqüência da passada (tempo de passada) é vista a partir de uma

redução no nível de gravidade. Da mesma forma, ocorre um tempo aéreo significativo (TA), na locomoção em parcial de gravidade, ao passo que locomoção terrestre obtém uma Fase Aérea menor.

Logo, a marcha em Lua exigiu menor esforço em comparação ao grupo Terra, podendo ser explicada pela hipótese de que existe uma redução do gasto metabólico durante a marcha em gravidade reduzida.

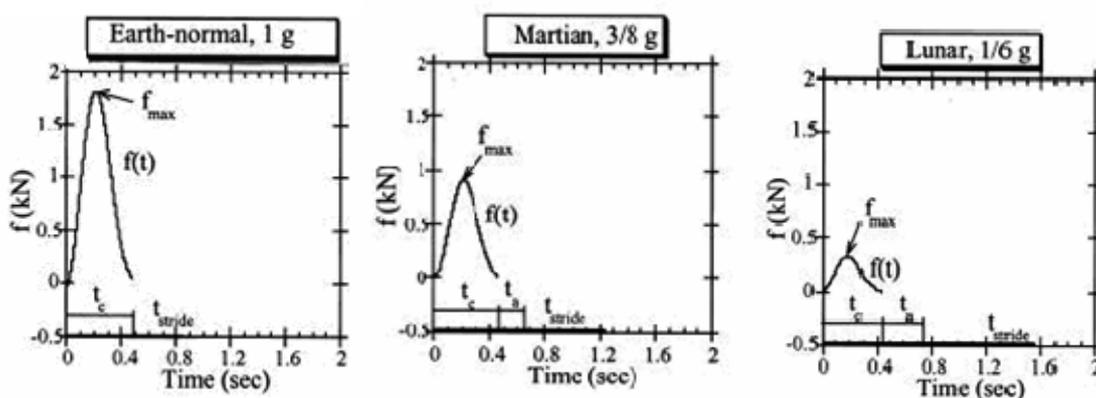


Figura 59: Comparação entre a locomoção em Terra e em Gravidade Parcial
Fonte: Newman (2000).

Em relação a cadência, o grupo Terra apresentou um maior número de passos por minuto, pois apresentou os menores TP, TC e comprimento de passada. Igualmente, o fato do indivíduo não estar suspenso nem seu peso corporal estar diminuído, necessitou vencer a velocidade da esteira (deslocamento da cinta) e ao mesmo tempo manter seu equilíbrio postural. Concluiu-se que o comprimento da passada e a cadência apresentaram-se inversamente proporcionais.

4.2 VARIÁVEIS ANGULARES

4.2.1 Tornozelo

Em Terra, foram encontrados os maiores valores angulares para os movimentos de dorsiflexão (flexão dorsal), e no grupo Lua, os menores. Entretanto, para a plantiflexão, a Terra apresentou as menores variações angulares. De acordo com Calais – German (2002), os músculos flexores dorsais têm como uma das funções segurar o pé durante (evitar arrastá-lo) durante a transição da fase de balanço para a fase de apoio do ciclo da marcha. Desta forma, no grupo Terra foram observadas as maiores angulações para o movimento de dorsiflexão pela necessidade de força para a propulsão, podendo ser melhor explicada pela mensuração de quantidades cinéticas, como por exemplo a mensuração da FRS a partir de uma plataforma de força.

4.2.2 Joelho

A maior média para flexão de joelho foi encontrada na Lua e a maior média para extensão foi encontrada no grupo Terra. Com base nas diferentes condições de marcha sobre a esteira elétrica (Terra, Marte, Lua, com e sem realidade virtual), variações cinemáticas e diferenciações neste gesto motor puderam ser observadas e avaliadas de forma qualitativa. Em todas as imagens relacionadas aos grupos Lua (com e sem RV), a semi-flexão dos joelhos foi característica da marcha. Supõe-se que a magnitude da força de tração exercida pelos contrapesos (suficiente para causar leve deslocamento anterior do centro de gravidade e flexão de quadris) e a

conseqüente redução da FRS contribuam enormemente para a ocorrência de maiores médias de flexão e menores de extensão de joelho em Lua. De acordo com Leães *et al* (2005), o sistema de cintos (cadeirinha de Rapel), ao tracionar o indivíduo, tende a fazer uma sutil flexão de quadris e da coluna vertebral. Quanto ao grupo Terra, a extensão de joelho esteve em evidência por ser essencial na fase de apoio, caracterizada principalmente pela ação do quadríceps. Além disso, a locomoção terrestre conta com a ação de outros músculos antigravitários (paravertebrais, tríceps sural, etc.), uma vez que a marcha em gravidade terrestre necessita permanentemente da manutenção do centro de gravidade sobre a base de suporte.

Segundo Winter (1999), os parâmetros de normalidade para a avaliação cinemática da marcha são: Velocidade média (1,16m/s à 1,67 m/s), cadência (101 à 122 passos/min), comprimento da passada (138 cm à 164 cm), angulação joelho (0,54 à 64,86 graus) e angulação do tornozelo (-19,77 à 9,62 graus).

Os resultados desta pesquisa relacionados ao grupo controle (Grupo Terra sem realidade virtual) apresentaram valores proporcionais aos referidos por Winter (1999), com variações devido as diferentes velocidades de marcha. Em uma velocidade de 0,666 m/s, apresentou cadência de 86 à 92 passos/min, comprimento de passada de 88 cm à 96 cm, angulação de joelho de 66,75° (flexão) à 5,2°(extensão) e para tornozelo, uma variação de 27° entre dorsiflexão (73°) e plantiflexão (100°).

Degani & Barela (2001), em estudo sobre a marcha aquática, observaram que o joelho apresentou maior flexão em comparação a marcha terrestre. Da mesma

forma, no grupo Lua (redução de 60% do peso corporal) ocorreu a maior angulação referente ao movimento de flexão de joelho.

A velocidade é um fator de extrema relevância na determinação de parâmetros biomecânicos característicos da marcha (HIRASAKI, 1999). Em virtude a programação da esteira para uma velocidade considerada lenta (inferior a 1,2 m/s) e o fato de não ser uma situação de marcha com velocidade auto-selecionada conforme ocorre naturalmente, caracterizam as diferenças encontradas nos dados cinemáticos deste estudo, tais como cadência e comprimento da passada.

4.2.3 Cabeça (HMD):

Em relação aos deslocamentos da cabeça em um espaço tridimensional foram observadas algumas características significativas a partir de comparações de resultados referentes à análise descritiva da marcha e igualmente da observação visual (avaliação qualitativa) realizada com base nos vídeos.

O grupo controle (Terra), apresentou dominância do movimento *Pitch* (eixo x de rotação; cabeça para cima e para baixo). Em contraponto, no grupo Lua predominou o movimento *Roll* (eixo Z de rotação; inclinação lateral da cabeça). No grupo Marte, o indivíduo apresentou o maior índice de movimentação da cabeça para o lado esquerdo e direito (*Yaw*; rotação no eixo y de movimento).

Tendo em vista que as maiores alterações dos parâmetros cinemáticos da marcha foram observados no Grupo Lua (60% de redução do peso corporal), percebeu-se que o posicionamento da cabeça igualmente modificou-se. Além dos

resultados do rastreador de orientação da cabeça indicarem o *Roll* como movimento prevalente, a avaliação qualitativa (observação visual) dos vídeos mostraram igualmente características significativas para este resultado. Foi possível observar a utilização dos membros superiores como uma função compensatória a limitação dos movimentos de dissociação de cinturas pélvica e escapular, devido alteração do padrão cinemático de marcha na condição de redução de peso corporal (Figura 60).



Figura 60: Utilização dos MsSs para a manutenção do equilíbrio postural no Grupo Lua

A limitação da dissociação de cinturas resultou em inclinações laterais do tronco que, por conseguinte no movimento *Roll*, caracterizado pelas inclinações laterais da cabeça. De acordo com Rose & Gamble (1998), a quantidade de inclinação lateral do tronco durante a marcha aumenta conforme aumenta a largura do passo (comprimento da passada). Novamente o Grupo Lua apresentou o maior comprimento de passada, totalizando 1,21m.

Hirasaki *et al* (1999), após feita a relação de parâmetros como cadência, comprimento de passada, e deslocamentos da cabeça no espaço tridimensional com diferentes graduações velocidade de marcha, verificaram que a velocidade escolhida pode ser um determinante do comportamento da movimentação da cabeça e tronco.

Em relação ao grupo Marte, por estar sentindo-se seguro pelo sistema de cintos (*harness*) e a magnitude da redução de peso corporal (30%) não ter influenciado significativamente no padrão de marcha tal qual ocorreu com o grupo Lua, o usuário permitiu-se explorar mais o ambiente, olhando para os lados (*yaw*) enquanto durante a interação.

A razão de o Grupo Terra ter apresentado com maior ênfase o movimento da cabeça para cima e para baixo (*Pitch*) pode ser explicada pelo fato de não ter havido redução de peso corporal conforme ocorreu nos grupos Lua e Marte. Este grupo representou a situação natural de locomoção em uma esteira, ou seja, ocorrendo a dissociação das cinturas pélvica e escapular em função da liberdade de movimento durante a marcha. Além disso, durante a locomoção, o corpo do indivíduo sofre um deslocamento vertical rítmico para cima (fases de apoio simples) e para baixo (fases de apoio bipodal), de acordo com o ciclo da marcha (ROSE & GAMBLE, 1998). Logo, a cabeça acompanhou estes deslocamentos transversais e rotacionais, caracterizando o *Pitch*.

A utilização do óculos de Realidade Virtual teve influência nos mecanismos de ajustes posturais. O fato de caminhar sobre uma plataforma móvel (esteira) foi um estímulo para a deflagração das reações de equilíbrio postural, ainda mais quando

associado a alteração da condição visual natural (devido a exibição de cenas de imagens virtuais frente aos olhos). As reações de equilíbrio, endireitamento e de proteção são ajustes posturais e adaptações que ocorrem na vida diária, a fim de manter o centro de gravidade e a postura alinhados com a base de suporte (BOBATH, 1978). As reações de proteção são manifestadas no momento em que o centro de gravidade é deslocado para fora da base de suporte, quando os movimentos de ajuste não foram eficientes.

Desta forma, quando analisadas qualitativamente as imagens de marcha sobre a esteira elétrica e com a utilização do HMD, foi possível observar a manifestação da reação de extensão protetora, caracterizada pela extensão dos braços e abdução dos dedos (Figura 60). Em estudo sobre avaliação dos mecanismos de ajustes posturais a partir de uma prancha de equilíbrio, a reação de extensão protetora dos membros superiores esteve presente em todas as situações de perda da manutenção do centro de gravidade (LEÃES, R. 2003). Segundo Lundy-Ekman (2000), o sentido somatosensorial fornece informações sobre as cargas e as posições relativas das partes do corpo, o sentido da visão informa sobre como está a verticalidade do indivíduo, e o vestibular informa sobre a posição da cabeça em relação à gravidade e sobre os movimentos da própria cabeça. Os dois últimos sentidos juntos prevêm a desestabilização, e os três são utilizados para modelar a reação motora à instabilidade.

CAPÍTULO 5 – CONCLUSÕES

Com base nos objetivos propostos, esta pesquisa mostrou-se integral quanto ao desenvolvimento dos equipamentos necessários para a formação do Sistema de Avaliação de Marcha em Simulação de Hipogravidade (SAMSH).

Em relação à análise de marcha prestada, as hipóteses lançadas apresentaram resultados estatisticamente significativos, onde o maior percentual de redução de peso corporal (simulação de gravidade lunar) implicou na alteração dos parâmetros cinemáticos do indivíduo caminhando sobre uma esteira. Em contraponto, a utilização da tecnologia de realidade virtual (óculos de RV) não apresentou influência direta sobre os resultados cinemáticos referentes aos membros inferiores, apenas com relação ao comportamento dos membros superiores, sendo possível observar a manifestação da reação de extensão protetora em função da alteração do sistema visual (exibição de cenas virtuais em frente aos olhos do usuário).

O sistema desenvolvido apresentou-se bastante promissor no que diz respeito a aplicabilidade na área de reabilitação, futuramente. Para se iniciar um tratamento fisioterapêutico da marcha com pacientes fisicamente debilitados como, por exemplo, idosos com histórico de quedas, deve levar-se em conta os resultados de um processo avaliativo de marcha com baseado em parâmetros cinemáticos. A partir daí, é possível escolher o melhor método a ser utilizado. Na vigente pesquisa, numa redução de 60% do peso corporal através do SAMSH (Sistema de Avaliação de Marcha em Simulação de Hipogravidade), representando a gravidade lunar, o

indivíduo apresentou como resultados um maior tempo para a realização de uma passada, maior duração na fase de apoio da marcha (maior tempo de contato como solo), maior tempo aéreo (maior manutenção na fase de balanço), maior comprimento de passada e uma menor cadência (nº de passos por minuto) em relação as demais situações.

De acordo com Adams, J. *et al* (In: Rose & Gamble, 1998), idosos que sofreram muitas quedas, permaneceram por mais tempo nas fases de duplo apoio e menos no apoio unipodal, resultando em passos mais curtos e uma maior cadência. Logo, se adotássemos o SAMSH como recurso de tratamento, optando por 60% de redução de peso corporal, o indivíduo possivelmente passaria a permanecer por mais tempo na fase de apoio bipodal, permitindo a transferência de peso corporal sobre os pés de forma homogênia. Segundo Lockhart *et al* (2003) apud Farinatti (2004), a maioria dos idosos avaliados apresentaram um menor contato dos calcâneos durante as fases de apoio do ciclo da marcha utilizando, conseqüentemente, o apoio dos terços – anteriores dos pés. Hesse *et. al* (1995) mostraram que em uma redução de peso menor ou igual a 30%, o indivíduo apresentará um padrão de marcha dentro da normalidade. Entretanto, quando esse percentual ultrapassar 50%, o mesmo irá caminhar na ponta dos pés. No vigente estudo, não houve diferenças estatisticamente significativas entre a utilização de calcâneos com relação aos terços – anteriores dos pés. A marcha na simulação de Lua, ambas as regiões dos pés foram utilizadas, sem haver predominância de uma sobre a outra. Desta forma, torna-se interessante a aplicação desse sistema no treinamento de marcha de idosos. A possível razão para tais alterações dos parâmetros de marcha em idosos está vinculada, segundo Farinatti (2004), aos

componentes de aptidão muscular (CAM): flexibilidade, força e resistência musculares, além das possíveis afecções neurológicas decorrentes do próprio envelhecimento. Faz-se necessário, portanto, a realização de um trabalho de condicionamento físico e o treinamento de equilíbrio para que esta categoria de pacientes tenha uma maior estabilidade postural evitando as quedas. Ao se tratar de patologias neurológicas, a utilização do SAMSH pode ser ainda mais indicada, por permitir o trabalho de marcha de uma forma segura além de opções para a graduação dos estímulos oferecidos. A utilização de técnicas de interação de pacientes com ambiente virtual poderá ser um recurso bastante enriquecedor pela possibilidade de geração de estímulos variados, ainda mais sendo vinculado à uma técnica de locomoção física, tal qual a esteira do SAMSH.

5.1 ESTUDOS FUTUROS

Os passos seguintes ao desenvolvimento do SAMSH (Sistema de Avaliação de Marcha em Simulação de Hipogravidade) serão:

1. Finalização do processo de análise das imagens adquiridas durante a coleta de dados, para posterior cruzamento com os resultados referentes às variáveis descritivas e angulares obtidos neste estudo.

2. Validação do SAMSH:

Ocorrerá a partir da aprovação do Projeto de Intenção de Pesquisa encaminhado ao Comitê de Ética da PUCRS, de título: *Validação E Aprimoramento*

Do Sistema Para Avaliação De Marcha Em Simulação De Hipogravidade (SAMSH).

São avaliados 20 pessoas, hígdas entre 18 e 30 anos, 10 homens e 10 mulheres.

Os critérios de exclusão serão: história de abuso de álcool ou outras drogas; alterações ortopédicas, neurológicas e cárdio-respiratórias importantes e atletas. O processo avaliativo compreenderá duas etapas: a primeira para o treinamento (familiarização) com os equipamentos e a segunda para coleta de dados. Serão realizadas em datas distintas.

3. Utilização do SAMSH como recurso de avaliação e tratamento de pacientes funcionalmente incapacitados de deambular:

Após realizada a validação do sistema, será possível desenvolver um método de tratamento e/ou avaliação de pacientes com déficits de marcha pelas mais variadas patologias. Com base nos equipamentos desenvolvidos nesta dissertação bem como através dos instrumentos utilizados, poderão ser criadas diferentes combinações entre estes, ou acrescentar outros, elaborando novos enfoques de tratamento e investigação clínica. Como exemplos para tal, poderíamos realizar uma prova de função muscular a partir do uso de eletroneuromiografia, ou ainda, uma avaliação cardiorrespiratória complementar através da mensuração dos sinais vitais durante a caminhada na esteira.

Diferentes técnicas de realidade virtual igualmente servirão como recurso terapêutico, através de outras formas de interação com o ambiente virtual, tais como a manipulação e seleção de objetos.

A utilização da telerobótica pode ser outro estudo a ser realizado. Trata-se uma forma de facilitar a interação do usuário com os equipamentos, onde um robô é controlado pelos movimentos do corpo de uma pessoa. Na reabilitação, poderá representar um método de *biofeedback* bastante eficaz e inovador.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADAMS, J.M.; PERRY, J. **Análise da marcha: Aplicação clínica**. In: ROSE J, GAMBLE J. **Marcha humana**. Editorial Premiere: São Paulo, 1998. P. 147-174.

AMADIO, A.C. **Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano**. São Paulo: Laboratório de biomecânica /EEFUSP, 1996.

BOBATH, Berta. **Atividade Reflexa Postural Anormal**, 2ª edição, editora manole, São Paulo, 1978.

BOEHRMAN, A.L.; HARKEMA, S.J. **Locomotor training after human spinal cord injury: a series of case studies**. Phys Ther. 2000;80:688-700.

BOWMAN, D. A.; KRUIJFF, E.; LA VIOLA, JR., J. J.; POUPYREV, I. **3D User interfaces, theory and practice**. Ed. Addison–Wesley: 2004.

CALAIS-GERMAIN, B. **Anatomia para o movimento**. Volume 1: introdução as técnicas corporais. Editora Manole: São Paulo 2002.

CAVANAGH, P. R; McCRORY, J. L; BARON, H. A; BALKIN, S. **Locomotion in simulated microgravity: Gravity replacement loads**. Aviation, Space, and Environmental Medicine, vol. 73, nº 7, July 2002.

D'ANDREA, S; PERUSEK, G. **Jumping in a simulated and true microgravity: Response to maximal efforts with three landing types**. Aviation, Space, and Environmental Medicine, vol. 76, nº 5, May 2005.

DAVIES, P. M.. **Passos a seguir - Um manual para o tratamento da hemiplegia no adulto**. Editora Manole: São Paulo, 1996.

DEUTSCH, J.E. Ett all. **Development and application of virtual reality technology to improve hand use and gait of individuals post-stroke**. Restor Neurol Neurosci: 2004; 22: 371-386.

DEGANI, A. M.; BARELA, J. A. **Parâmetros espaço-temporais e angulares do andar de indivíduos idosos em ambiente aquático.** In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 9., 2001. Gramado. Anais. Gramado: UFRJ, 2001. P. 152-157.

DONELAN, M; KRAM, R. **Exploring dynamic similarity in human running using simulated reduced gravity.** The Journal of Experimental Biology 203, 2405–2415 (2000).

DURWARD, B., R., BAER, G., ROWE, P., J. **Movimento funcional humano – mensuração e análise.** Editora Manole: São Paulo 2001.

FONTOURA, F.N.F. **Estereoscopia. Curso de especialização em informática com ênfase em internet e aplicações de ensino.** 2001. Disponível em: <http://atlas.ucpel.tche.br/~magic/compgraf/estereoscopia.html>. Acesso em: 17 de Dezembro de 2005.

FARINATTI, P. D. T; LOPES, L. N. C., **A amplitude e cadência do passo e componentes da aptidão muscular em idosos: um estudo correlacional multivariado.** Revista Brasileira de Medicina do Esporte vol. 10, nº 5 Niterói Sept/Oct.2004.

FULK, G. D. **Locomotor training and virtual reality-based balance training for an individual with multiple sclerosis: a case report.** Journal of Neurologic Physical Therapy: 2005. Disponível em http://www.findarticles.com/p/articles/mi_qa4108. Acesso em 10 de Maio de 2005.

GURGEL J, PORTO F, RUSSOMANO T, CASTRO L, BERTOGLIO R, SCHROEDER I. **Construção e calibração de eletrogoniômetro de baixo custo, baseado em potenciômetro, para análise biomecânica do movimento humano.** Anais XXVII, Simpósio Internacional de Ciência espacial, pp256, São Paulo, 2004.

GUYTON, Arthur C.; HALL, John E. **Tratado de fisiologia médica.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1997. 9ª Edição.

HALL, S. **Biomecânica básica.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

HESSE, E. et al. **Treadmill training with partial body weight support compared with physiotherapy in nonambulatory hemiparetic patients.** 1995: Stroke; 26, 976-981.

HIRASAKI, E; MOORE, S.T; RAPHAN, T; COHEN, B. **Effects of walking velocity on vertical head and body movements during locomotion.** Experimental Brain Research, volume 127, number 2, July 1999.

HOANG, B; KAASTEN, S; **Presence.** chapter 24 A, Lecture 1; 1999. University of Calgary, Software Engineering Research Network. Disponível em: <<http://sern.ucalgary.ca/>> Acesso em 17 de Setembro de 2004.

INMAN, V.T.; RALSTON, H.J.; TODD, F. In: ROSE J, GAMBLE J. *Marcha humana.* Editorial Premiere: São Paulo, 1998. P. 01-22.

IWATA,H ; YANO,H; NAKAIZUMI, F. **Gait Master: A Versatile Locomotion Interface for Uneven Virtual Terrain.** Disponível em: <[IEEE Virtual Reality Conference 2001 \(VR'01\)](#)>. Acesso em 18 de Outubro de 2005.

JAFFE, David. **Results using stepping-over response training to improve walking in individual with post-stroke hemiplegia.** Rehabilitation Research & Development Center , VA Palo Alto Health Care System, Palo Alto, CA. 2003.

KAPANDJI, A.L. **Fisiologia articular. Esquemas comentados da mecânica humana.** Volume 2: Membro inferior. Editorial Médica Panamericana S.A. São Paulo, 2000.

KIRNER, C.; TORI, R. **Realidade virtual: Conceito e tendências.** *Livro do pré-simpósio, VII Symposium on Virtual Reality.* São Paulo: Editora Mania do Livro, 2004.

LACKNER, James R.; DiZio, Paul. **Human orientation and movement control in weightless and artificial gravity environments.** Exp. Brain Res, 2000. 130: 2-26.

LEÃES, R. N. **Avaliação dos mecanismos de Ajustes Posturais na Prancha De Equilíbrio.** 2003. 70 p. Trabalho de conclusão de curso (Faculdade de Fisioterapia) – IPA, Porto Alegre.

LEÃES, R.; DALMARCO, G.; RUSSOMANO, T. **Avaliação da marcha humana em terra e em simulações de redução da força gravitacional.** XI Congresso Nacional de Biomecânica: João Pessoa; 2005.

LE BLANC, A ; SHAKELFORD, L. **Future human bone research in space.** Bone 1998;22 (5): 113s-6s.

LUNDY-EKMAN, Laurie. **Neurociência – Fundamentos Para A Reabilitação**. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2000.

MAGEE, D. J. **Disfunção musculoesquelética**. São Paulo: Manole. 2002.

MÁXIMO, Antônio; ALVARENGA, Beatriz. **Curso de física**. São Paulo: Scipione, 2000. V.1.

MENESES, M. et al. **Estereoscopia aplicada à neuroanatomia: Estudo comparativo entre as técnicas de filtro de cores e de polarização**. Arq. Neuropsiquiatr. 2002; 60(3-B):769-774

NELSON, Marcus; HÅKANSSON, Ola. **How to move in Virtual Reality -A study of how to build an entertainment console** Bachelor thesis. Lund Institute of technology / Lund University; Blekinge Institute of Technology/ Karlskrona University. Disponível em: <<http://www.reflex.lth.se/vrwalker/howtomove/vrwalker.pdf>> Acesso em 10 de Outubro de 2005.

NEWMAN, Dava J. **Life in extreme environments: How will humans perform on Mars?** Gravitational and Space Biology Bulletin 13 (2), 2000.

NORKIN, C. C.; WHITE, D. J. **Medida de movimento articular – Goniometria**. Porto Alegre: ArtMed, 1995.

PERRY, J. **History of study of locomotion**. Disponível em <<http://www.univie.ac.at/cga/history/modern.html>>. Acesso em 19 de Dezembro de 2005.

PINHO, M. S. **Realidade virtual: Visão tridimensional**. Tópicos Especiais em Computação Gráfica .Faculdade de Informática – PUCRS.

PINHO, M. S. **Técnicas de interação em ambientes tridimensionais, WRV 2000. Tutorial**. Disponível em: <http://grv.inf.pucrs.br/Pagina/Publicacoes/Publicacoes.htm> Acesso em: 13/12/2004.

PINHO, M. S.; KIRNER, C. 2001. **Uma introdução à realidade virtual**. Disponível em: <http://grv.inf.pucrs.br/Pagina/TutRV/tutrv.htm>. Acesso em: 01/05/2002.

PERRY, J. **History of study of locomotion**. Disponível em <http://www.univie.ac.at/cga/history/modern.html>. Acesso em 19 de Dezembro de 2005.

PRADO, G. 2002 In: XAVIER & SILVA, “**Ciberdesign: (in)formação visual ou a emergência de um novo contexto de aprendizagem e relacionamento**” Disponível em: <<http://dici.ibict.br/archive/00000511/01/ClaudioXavier.pdf>> Acesso em 20 de Dezembro de 2005.

RAPOSO, A. B.; SZENBERG, F.; GATTASS, M.; CELES. **Visão estereoscópica, realidade virtual, realidade aumentada e colaboração**. Anais do XXIV Congresso da Sociedade Brasileira de Computação, v. 2, XXIII JAI - Livro Texto, SBC, Brasil, 2004, cap. 7, pp. 289-331.

RIZZO, A. S; KIM, G. J. **A SWOT analysis of the field of virtual realityrehabilitation and therapy**. Presence 2005; 14, n° 02: 119-146.

ROSE J, GAMBLE J. **Marcha humana**. Editorial Premiere: São Paulo, 1998.

ROWE, P.J. Parâmetros de mensuração. In: DURWARD, B., R., BAER, G., ROWE, P., J. **Movimento funcional humano – mensuração e análise**. Editora Manole: São Paulo 2001. P. 13-34.

RUSSOMANO, T. **The effects of 3 hours of 6° HDT with and without hypoxia and light exercise on lung function**. 1998. 311p. Tese (PhD em Medicina), University of London, King’s College, 1998.

SANTOS, P.E.; BONAMINO, M.H. **Efeitos cardiovasculares agudos da exposição ao ambiente microgravitacional**. Arq Bras Cardiol: volume 80 (n° 1), 105-115, 2003.

SILVA, R.J.M. **Integração de um dispositivo óptico de rastreamento a uma ferramenta de realidade virtual**. Tese de Mestrado, Departamento de Informática, PUCRio, 2004.

SISCOUTTO, R. et al. Estereoscopia. In: KIRNER, C.; TORI, R. **Realidade virtual: Conceito e tendências**. Livro do pré-simpósio, VII Symposium on Virtual Reality. São Paulo: Editora Mania do Livro, 2004.

STOKES, M. **Neurologia para fisioterapeutas**. Editorial Premier: São Paulo, 2000.

SUTHERLAND, D. H. et al. **Cinemática da marcha humana**. In: ROSE J, GAMBLE J. Marcha humana. Editorial Premiere: São Paulo, 1998. P. 23-46.

STRAUSS. S.; KROG, R.; FEIVSON, A. **Extravehicular mobility unit training and astronaut injuries**. Aviation, Space, and Environmental Medicine. Vol. 76, Nº.5, May 2005.

TURNER, Russel T. **Invited review: What do we know about the effects of space flight on bone?** Journal of Applied Physiology, v. 89, n. 2, p. 840-847, Aug. 2000.

VALADARES, A.S; VOLPON, J. B; **Model of tail suspension and its effect in some mechanical properties of the rat bone**. Acta ortop. bras.: vol.12 no.1 São Paulo Jan./Mar. 2004.

WALL, J. Marcha. In: DURWARD, B., R., BAER, G., ROWE, P., J. **Movimento funcional humano – mensuração e análise**. Editora Manole: São Paulo 2001. P. 93-106.

WINTER, D.A. **The biomechanics and motor control of human gait: Normal, elderly and pathological**". Second Edition, University of Waterloo Press, 1991.