

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

**DESENVOLVIMENTO E VALIDAÇÃO DE UM SISTEMA
DE HIPO E MICROGRAVIDADE SIMULADAS PARA
REALIZAÇÃO DE MASSAGEM CARDIACA EXTERNA**

Aluno: GUSTAVO DALMARCO

AGOSTO DE 06

GUSTAVO DALMARCO

**DESENVOLVIMENTO E VALIDAÇÃO DE UM SISTEMA DE HIPO E
MICROGRAVIDADE SIMULADAS PARA REALIZAÇÃO DE MASSAGEM
CARDIACA EXTERNA**

Dissertação apresentada como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Orientadora: Prof. Dra. Thais Russomano
Co-orientador: Prof. Dr. Dario F. G. Azevedo

Porto Alegre, agosto de 2006

GRISSOM: Gemini 4 – get back in!

(White pretends he hasn't heard. He's looking at the Earth.)

WHITE: What are we over now, Jim?

MCDIVITT: I don't know, we're coming over the west now, and they want you to
come back in.

WHITE: Aw, Cape, let me just find a few pictures.

MCDIVITT: no, back in. Come on

(Pause.)

WHITE: Coming in. Listen, you could almost not drag me in, but I'm coming...

*(A few more minutes of stalling by the reluctant spacewalker, who finally
relents.)*

WHITE: This is the saddest moment of my life.

MCDIVITT: Well, you're going to find a sadder one when we have to come
down from this hole thing.

WHITE: I'm coming.

(Not coming.)

MCDIVITT: Okay...Come on now.

Diálogo entre o Comandante da Missão Gus

Grissom, o Comandante de Vôo Jim McDivitt e o

astronauta Ed White, primeiro astronauta norte

americano a realizar uma caminhada espacial,

Gemini IV.

AGRADECIMENTOS

Gostaria então de agradecer as pessoas que, de uma maneira ou outra, me auxiliaram na concepção, desenvolvimento e conclusão desse trabalho, e que sem elas eu não estaria aqui hoje.

Primeiramente a minha família, meu pai Nelson Dalmarco, minha mãe Marilene Bochoski Dalmarco, minha irmã Carla Dalmarco, por todo o apoio e incentivo para que eu completasse mais essa etapa da minha vida.

Aos meus avós, que me auxiliaram na minha criação e educação, e sempre me apoiaram nas minhas decisões.

A minha orientadora e amiga Thaís Russomano, que me inseriu no mundo da pesquisa espacial, ampliando meus conhecimentos científico e social.

A todos do Laboratório de Microgravidade, Felipe Prehn Falcão, Rodrigo Reckziegel Cambraia, Guilherme Rodrigues Haas, Ricardo Bertoglio Cardoso, Leonardo Kras Borges Martinelli, Adolfo Luiz Falcão Sparenberge Felipe Broering, pelo auxílio técnico e científico no desenvolvimento dessa dissertação.

Aos colegas estrangeiros Alyson Calder, Simon Evetts, Gihan Ganeshanantham, Agnieszka Skorko e Samuel Moniz, por me auxiliarem com toda a análise e discussão dos dados.

Aos meus amigos e colegas de PUC e de infância, em especial Stella Hocevar Brochado, Luiz Gustavo Felizardo dos Santos e Bibiana Carapeços de Lima, Georg Koval Júnior e João Luis Guns Júnior, pelo suporte humano durante todos esses anos de mestrado.

Aos pesquisadores de NUBA, em especial o Prof. Me. Jonas Lírio Gurgel e Profa. Esp. Flávia Porto Melo Ferreira, pelo auxílio na conclusão deste trabalho.

Aos funcionários, ex-funcionários e pesquisadores do IPCT, pelo auxílio técnico e disponibilização de recursos para a conclusão deste trabalho.

A todas as pessoas que não foram aqui citadas, mas que, de alguma forma, contribuíram para esta etapa de minha formação acadêmica, meu mais sincero obrigado.

RESUMO

Este trabalho apresenta o desenvolvimento e a validação de um equipamento para simulação de hipo e microgravidade, realizados no Laboratório de Microgravidade – PUCRS para o estudo de Massagem Cardíaca Externa (MCE) em simulação de ambientes extraterrestres, utilizando o padrão 30:2 do ERC.

O sistema de suspensão corporal é composto por um cinto de suspensão, um sistema de contra-pesos e uma célula de carga. Fio montado em barras de aço carbono, com uma estrutura piramidal de base 3000mm x 2260mm, e altura de 2000mm. Um cabo de aço conecta os contrapesos, através de um sistema de polias, à célula de carga, a qual está ligada ao cinto de suspensão utilizado pelo voluntário. O valor de contra-pesos utilizados é calculado com base na massa relativa do voluntário em um ambiente de hipogravidade. A célula de carga consiste de um tubo de alumínio, sendo fixado na parte interna do tubo uma ponte de Wheatstone composta por extensômetros. Foram realizados testes de aferição, comprovando a linearidade desta. Um manequim de BLS foi equipado com um sistema de treinamento, composto por um indicador de profundidade (formado por uma fileira de LEDs), e um indicador de frequência de compressão (através de um metrônomo). Foram utilizados dois eletrogoniômetros para mensurar a variação angular de joelho e cotovelo.

Para a validação do sistema desenvolvido, uma série de estudos foi conduzida comparando os diferentes métodos de realização de MCE em simulações de hipogravidade (Lua, com 0,17G, Marte com 0,38G e Planeta X, com 0,7G) e microgravidade com o controle (1G). Um estudo inicial demonstrou a eficácia e importância do sistema de treinamento desenvolvido. Para a simulação de hipogravidade, foram realizados três estudos: (1) Comparação da realização de MCE em diferentes valores de hipogravidade com controle em Terra; (2) Comparação da performance entre homens e mulheres de MCE em simulações gravitacionais de Marte e Lua; (3) Estudo da flexão e extensão de cotovelo em simulação da gravidade lunar, realizada por voluntários masculinos. Na simulação de microgravidade, foram realizados dois estudos para avaliar a utilização da posição Evetts-Russomano (E-R) na aplicação de

RCP: (1) Performance de MCE em simulação de microgravidade; (2) Análise da flexão e extensão de joelho e cotovelo durante aplicação da técnica E-R. Em suma, os estudos demonstraram a importância da utilização de flexão e extensão de cotovelo durante a realização de MCE na simulação de hipogravidade, a impossibilidade de realização de MCE pelas mulheres na simulação de gravidade lunar e marciana, devido a reduzida massa corporal, e a possibilidade da aplicação da técnica E-R na simulação de microgravidade, sem variação angular expressiva de joelho, e a importância do treinamento da técnica para a melhora na performance.

Palavras-chave: Massagem Cardíaca Externa, BLS, Microgravidade, Hipogravidade, Reanimação Cardiopulmonar.

ABSTRACT

This thesis discuss the development and validation of a ground-based hypogravity and microgravity simulation method, which was developed by the Microgravity Laboratory-PUCRS to study External Cardiac Compression (ECC) in simulated extra-terrestrial environments, using 30:2 ERC standard protocol.

The body suspension system comprises a body harness, counterweights and a load cell. The structure is pyramidal with a rectangular base area of 3000mm x 2260mm and a height of 2000mm. A steel cable connects the counterweights through a system of pulleys to a harness worn by the subject. The necessary counterweights were calculated using the relative mass of a subject in a simulated gravitational field or microgravity. A load cell was attached to the top of the pulley system in order to measure the corrected weight. The load cell consists of an Al 6351 aluminium tube. The inner part of the tube contains a Wheatstone bridge made with strain gauges, which vary according to either compression or traction of the load cell. Calibration tests were performed to evaluate the linearity of the load cell. A modified full body ECC manikin enables display of compression depth and rate for training and recording purposes. Electrogoniometers made of two padded aluminium bars and connected to each other by a 10K Ω potentiometer were used to measure angular variations of elbow and knee by changes in the potentiometer resistance.

A series of studies was conducted comparing the different methods of ECC performance under simulation of Moon (0.17G), Mars (0.38G) and Planet X (0.7G) gravity and microgravity to control (1G). An initial study demonstrated the accuracy and training potential of the ECC manikin display system. For hypogravity simulation, three different studies were performed: (1) ECC adequacy was assessed at the various levels of hypogravity simulation, as compared to 1G; (2) Male and female performance of ECC on Earth, Mars and Moon gravity simulation was directly compared; (3) Male performance of ECC on Moon gravity simulation was assessed, limiting elbow angle variation. In microgravity simulation, two studies were performed, testing the Evetts-Russomano technique: (1) Assessment of E-R ECC technique in simulated microgravity; (2) Electrogoniometric analysis of elbow and knee angle variation

during E-R technique performance during microgravity simulation. In summary, hypogravity simulation requires more angle variation to perform ECC than is required at 1G. Females are unable to perform adequate ECC during Mars and Moon gravity simulation. The E-R technique is well performed in microgravity simulation, without requiring the excess variation of knee angulation.

Keywords: ECC, Hypogravity, Microgravity, CPR, BLS

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Efeito da força gravitacional sobre a trajetória dos astros celestes.....	8
Figura 2: Todo corpo sofre a mesma aceleração gravitacional.....	11
Figura 3: Ação e reação	13
Figura 4: Um passageiro no interior de um elevador. O elevador encontra-se parado (a), subindo (b), descendo com $a < g$ (c), descendo com $a = g$ (d) e descendo com $a > g$	14
Figura 5: As duas condições de microgravidade são equivalentes.....	17
Figura 6: Experimento imaginário proposto por Isaac Newton.....	18
Figura 7: Cama de <i>Head Down</i>	21
Figura 8: Modelos de Suspensão Corporal	22
Figura 9: Descrição da parábola feita pelo avião.	23
Figura 10: Fixação e Movimentação dos Músculos.....	26
Figura 11: Eletromiografia de Superfície	28
Figura 12: Fibra muscular com Túbulo T (Transverse Tubule).....	29
Figura 13: Vista posterior do Coração.....	31
Figura 14: Sistema Circulatório	33
Figura 15: Pulmão Humano, com vista em corte do alvéolo esquerdo	35
Figura 16: Esquema que demonstra a disposição dos alvéolos em torno dos bronquíolos respiratórios.....	36
Figura 17: Corrente da Sobrevivência.....	40
Figura 18: Método treinados pela NASA para realização de CPR em microgravidade.....	44
Figura 19: Procedimento de RCP em Microgravidade	45
Figura 20: Missão a Lua e uma possível missão a Marte	46

Figura 21: Hardware de aquisição de dados DataQ.....	47
Figura 22: Software WinDaQ.....	48
Figura 23: Manequim de treinamento de BLS	50
Figura 24: Célula de Carga Kratos	51
Figura 25: Equipamento de suspensão corporal, e em destaque o sistema de contrapesos.....	52
Figura 26: Proporção de cabeça, pescoço, membros superiores e tórax	54
Figura 27: Eletrogoniômetro	55
Figura 28: Sistema de engrenagens com potenciômetro	57
Figura 29: Sistema de mensuração de compressão torácica com sinalizador sonoro	58
Figura 30: Célula de Carga	60
Figura 31: Calibração da Célula de Carga Desenvolvida.....	62
Figura 32: Interface do software para análise dos dados.....	65
Figura 33: Fluxograma de funcionamento do software	66
Figura 34: MCE com sistema de treinamento	68
Figura 35: MCE em simulação de hipogravidade.....	70
Figura 36: Posicionamento do sistema de imobilização de articulação do cotovelo.....	83
Figura 37: Voluntário em microgravidade simulada	87
Figura 38: Voluntário realizando MCE em simulação de microgravidade	88
Figura 39: Voluntário instrumentado antes e durante procedimento.....	90
Figura 40: Estudo de eletromiografia em simulação de hipo (a) e microgravidade (b).	94

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Casos de Risco Médico em Vôos Espaciais	2
Tabela 2: Comparação de três métodos de RCP em microgravidade	45
Tabela 3: Escala de Fadiga.....	51
Tabela 4: Teste de regressão linear da calibração do Eletrogoniômetro para uso no Cotovelo	56
Tabela 5: Teste de regressão linear da calibração da profundidade de compressão.....	59
Tabela 6: Massa das Anilhas	61
Tabela 7: Referência da massa com a tensão da célula de carga	63
Tabela 8: Teste de regressão linear.....	64
Tabela 9: Teste de Linearidade.....	64
Tabela 10: Resultados da performance de MCE externa com sistema de treinamento	69
Tabela 11: Características dos Voluntários	72
Tabela 12: Profundidade de Compressão (PC) dos voluntários.....	72
Tabela 13: Frequência de Compressão (FrC) dos voluntários	73
Tabela 14: Frequência Cardíaca (FC) dos voluntários.....	74
Tabela 15: Angulação de Cotovelo (AC) dos Voluntários	75
Tabela 16: Características dos Voluntários	78
Tabela 17: Profundidade de Compressão (PC) dos voluntários.....	78
Tabela 18: Frequência de Compressão (FrC) dos voluntários	79
Tabela 19: Frequência Cardíaca (FC) dos voluntários.....	80
Tabela 20: Angulação de Cotovelo (AC) dos Voluntários	81
Tabela 21: Comparação entre os dois métodos.....	84

Tabela 22: Dados Individuais	89
Tabela 23: Dados Individuais	91
Tabela 24: Porcentagem da Utilização Máxima de Abdômen.....	94
Tabela 25: Porcentagem da Utilização Máxima de Peitoral.....	95
Tabela 26: Porcentagem da Utilização Máxima de Tríceps.....	95
Tabela 27: Valores obtidos pela Célula de Carga Kratos®.....	105
Tabela 28: Valores obtidos pela Célula de Carga Desenvolvida.....	105
Tabela 29: Dados Individuais com e sem o Sistema de Treinamento.....	114
Tabela 30: Legenda	115
Tabela 31: Dados Individuais Masculinos de Treinamento	115
Tabela 32: – Dados Individuais Masculinos de Controle antes da Coleta em Gravidade Simulada de Planeta X	115
Tabela 33: Dados Individuais Masculinos de Coleta em Gravidade Simulada de Planeta X.....	116
Tabela 34: Dados Individuais Masculinos de Controle antes da Coleta em Gravidade Simulada de Marte.....	116
Tabela 35: Dados Individuais Masculinos de Coleta em Gravidade Simulada de Marte	117
Tabela 36: Dados Individuais Masculinos de Controle antes da Coleta em Gravidade Simulada de Lua	117
Tabela 37: – Dados Individuais Masculinos de Coleta em Gravidade Simulada de Lua	118
Tabela 38: Dados Individuais Femininos de Treinamento.....	118
Tabela 39: – Dados Individuais Femininos de Controle antes da Coleta em Gravidade Simulada de Planeta X	119

Tabela 40: Dados Individuais Femininos de Coleta em Gravidade Simulada de Planeta X.....	119
Tabela 41: Dados Individuais Femininos de Controle antes da Coleta em Gravidade Simulada de Marte.....	120
Tabela 42: Dados Individuais Femininos de Coleta em Gravidade Simulada de Marte	120
Tabela 43: Dados Individuais Femininos de Controle antes da Coleta em Gravidade Simulada de Lua	121
Tabela 44: Dados Individuais Femininos de Coleta em Gravidade Simulada de Lua	121
Tabela 45: Legenda	122
Tabela 46: Dados Individuais Masculinos para Controle.....	122
Tabela 47: Dados Individuais Masculinos para Gravidade Simulada de Marte	123
Tabela 48: Dados Individuais Masculinos para Gravidade Simulada de Lua .	123
Tabela 49: Dados Individuais Femininos para Controle	124
Tabela 50: Dados Individuais Femininos para Gravidade Simulada de Marte	124
Tabela 51: Dados Individuais Femininos para Gravidade Simulada de Lua ..	125
Tabela 52: Dados Individuais	126
Tabela 53: Dados individuais do Voluntário 01 para Controle e Simulação de hipogravidade.....	127
Tabela 54: Dados individuais do Voluntário 01 para Simulação de microgravidade.....	127
Tabela 55: Dados individuais do Voluntário 02 para Controle e Simulação de hipogravidade.....	128

Tabela 56: Dados individuais do Voluntário 02 para Simulação de microgravidade.....	128
Tabela 57: Dados individuais do Voluntário 03 para Controle e Simulação de hipogravidade.....	129
Tabela 58: Dados individuais do Voluntário 03 para Simulação de microgravidade.....	129
Tabela 59: Dados individuais do Voluntário 04 para Controle e Simulação de hipogravidade.....	130
Tabela 60: Dados individuais do Voluntário 04 para Simulação de microgravidade.....	130
Tabela 61: Dados individuais do Voluntário 05 para Controle e Simulação de hipogravidade.....	131
Tabela 62: Dados individuais do Voluntário 05 para Simulação de microgravidade.....	131

LISTA DE EQUAÇÕES

Equação (1).....	7
Equação (2).....	9
Equação (3).....	12
Equação (4).....	13
Equação (5).....	20
Equação (6).....	20
Equação (7).....	20
Equação (8).....	50
Equação (9).....	53
Equação (10).....	53

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1: Análise de linearidade de angulação	56
Gráfico 2: Análise de linearidade da compressão	59
Gráfico 3: Calibração da Célula de Carga	63
Gráfico 4: Comparação da Profundidade de Compressão	73
Gráfico 5: Comparação da Frequência de Compressão	74
Gráfico 6: Comparação da Variação da Angulação de Cotovelo	75
Gráfico 7: Comparação da Profundidade de Compressão	79
Gráfico 8: Comparação da Frequência de Compressão	80
Gráfico 9: Comparação da Variação da Angulação de Cotovelo	81
Gráfico 10: Comparação da Profundidade de Compressão	85
Gráfico 11: Comparação da Frequência de Compressão	85
Gráfico 12: Comparação da Variação da Angulação de Cotovelo	86
Gráfico 13: Gráfico de Linearidade da Célula de carga Kratos®	106
Gráfico 14: Gráfico de Linearidade da Célula de Carga Desenvolvida	106

LISTA DE ABREVIações

AC – Angulação de Cotovelo

ACLS – Suporte Cardíaco Avançado a Vida (Sigla para Advanced Cardiac Life Support)

BLS – Suporte Básico de Vida (Sigla para Basic Life Support)

ERC – Conselho Europeu de Ressucitação (Sigla para European Resuscitation Council)

EVA – Atividade Extra-Veicular (Sigla para Extravehicular Activity)

FC – Frequência Cardíaca

FrC – Frequência de Compressão Torácica

ISS – Estação Espacial Internacional (Sigla para International Space Station)

MCE – Massagem Cardíaca Externa

PC – Profundidade de Compressão Torácica

PCR – Parada Cardiorespiratória

RCP – Reanimação Cardiopulmonar

SUMÁRIO

1. Introdução.....	1
1.1. Motivação / Justificativa	1
1.2. Objetivos.....	4
1.3. Hipóteses	5
1.4. Estrutura da Tese	5
2. Revisão Bibliográfica.....	7
2.1. Conceitos Físicos.....	7
2.1.1. Força.....	7
2.1.2. Força Gravitacional.....	7
2.1.3. Massa	9
2.1.4. Peso.....	12
2.1.5. Peso Aparente / Força Normal.....	13
2.1.6. Microgravidade	15
2.1.7. Hipogravidade.....	19
2.2. Simulação de Microgravidade.....	20
2.2.1. Vôo Parabólico.....	22
2.3. Simulação de Hipogravidade	23
2.4. Revisão de Fisiologia Muscular	24
2.5. Eletromiografia de Superfície (EMG)	27
2.6. Revisão da Fisiologia Cardiopulmonar	30
2.6.1. Sistema Cardiovascular	30
2.6.2. Sistema Respiratório.....	34
2.7. Morte Súbita (MS).....	38
2.8. Reanimação Cardiorespiratória	39

2.8.1.	BLS	40
2.8.2.	ACLS	41
2.9.	Reanimação Cardiopulmonar Extraterrestre.....	42
3.	Materiais.....	47
3.1.	Equipamentos Adquiridos	47
3.1.1.	Placa de Aquisição de Dados	47
3.1.1.1.	Calibração.....	48
3.1.2.	Eletromiógrafo.....	49
3.1.2.1.	Calibração.....	49
3.1.3.	Manequim de Treinamento de Suporte Básico de Vida.....	49
3.1.4.	Medidas Antropométricas	50
3.1.5.	Escala de Fadiga Física.....	50
3.1.6.	Célula de Carga Kratos ®.....	51
3.2.	Equipamentos Desenvolvidos.....	52
3.2.1.	Equipamento de Suspensão Corporal	52
3.2.1.1.	Cálculo da Redução de Peso Corporal.....	53
3.2.2.	Eletrogoniômetro.....	54
3.2.2.1.	Calibração.....	55
3.2.3.	Sistema de Mensuração da Compressão Torácica	56
3.2.3.1.	Calibração.....	58
3.2.4.	Célula de Carga.....	59
3.2.4.1.	Calibração.....	60
3.2.5.	Sistema de Imobilização de Articulação do Cotovelo	64
3.2.6.	Software de Análise de Dados.....	65

4. Resultados dos Estudos de Validação do Sistema de Simulação de Hipo e Microgravidade para Avaliação da Massagem Cardíaca Externa ..67

4.1.	Massagem Cardíaca Externa Terrestre	68
4.1.1.	Performance de Massagem Cardíaca Externa com Sistema de Treinamento.....	68
4.1.1.1.	Objetivos.....	68
4.1.1.2.	Metodologia	68
4.1.1.3.	Resultados	69
4.1.1.4.	Discussão / Conclusão	69
4.2.	Performance de Massagem Cardíaca Externa em Simulação de Hipogravidade.....	70
4.2.1.	Avaliação da Massagem Cardíaca Externa	70
4.2.1.1.	Objetivos.....	70
4.2.1.2.	Metologia	71
4.2.1.3.	Resultados	71
4.2.1.4.	Discussão / Conclusão	76
4.2.2.	Comparação da Performance entre Homens e Mulheres.....	77
4.2.2.1.	Objetivos.....	77
4.2.2.2.	Metodologia	77
4.2.2.3.	Resultados	78
4.2.2.4.	Discussão / Conclusão	81
4.2.3.	Estudo da flexão e extensão de Cotovelo em Simulação da Gravidade Lunar	82
4.2.3.1.	Objetivos.....	83
4.2.3.2.	Metodologia	83

4.2.3.3.	Resultados	84
4.2.3.4.	Discussão / Conclusão	86
4.3.	Performance de Massagem Cardíaca Externa em Simulação de Microgravidade	87
4.3.1.	Treinamento de Massagem Cardíaca Externa.....	87
4.3.1.1.	Objetivos.....	87
4.3.1.2.	Metodologia	88
4.3.1.3.	Resultados	89
4.3.1.4.	Discussão / Conclusão	89
4.3.2.	Estudo da Variação Angular de Joelho e Cotovelo.....	90
4.3.2.1.	Objetivos.....	90
4.3.2.2.	Metodologia	91
4.3.2.3.	Resultados	91
4.3.2.4.	Discussão / Conclusão	92
5.	Estudos Futuros.....	93
5.1.	Eletromiografia de superfície durante a performance de massagem cardíaca externa.....	93
5.1.1.	Objetivos.....	93
5.1.2.	Métodos	94
5.1.3.	Resultados Preliminares	94
5.1.4.	Discussão	95
6.	Conclusão.....	96
6.1.	Desenvolvimento e Calibração dos Equipamentos.....	96

6.2.	Conclusão dos Estudos de Validação do Sistema de Simulação de Hipo e Microgravidade para Avaliação da Massagem Cardíaca Externa (MCE)	98
7.	Referências Bibliográficas	100
8.	Anexos	105
8.1.	Tabelas da Célula de Carga.....	105
8.2.	Algoritmo do Software desenvolvido para análise dos dados ...	107
8.2.1.	Algoritmo da Interface Gráfica.....	107
8.2.2.	Algoritmo de Busca de Pico de Compressão	108
8.3.	Termo de Consentimento	112
8.4.	Dados Individuais da Performance de Massagem Cardíaca Externa com Sistema de Treinamento.....	114
8.5.	Dados Individuais da Avaliação da Massagem Cardíaca Externa em Simulação de Hipogravidade	115
8.6.	Dados Individuais da Comparação da Performance entre Homens e Mulheres em Simulação de Hipogravidade	122
8.7.	Dados Individuais do Estudo da flexão e extensão de Cotovelo em Simulação da Gravidade Lunar	126
8.8.	Resultados Individuais Preliminares da Eletromiografia de Superfície	127
9.	Trabalhos Científicos Relacionados.....	132

1. Introdução

1.1. Motivação / Justificativa

O atendimento médico adequado ao astronauta tem sido uma preocupação de todas as agências espaciais ao longo da exploração humana do cosmos, iniciada em 1961 com o voo de Yuri Gagarin. Uma necessidade em particular é o desenvolvimento de um guia de técnicas para socorrer emergências médicas a bordo de missões espaciais tripuladas (TEMOS, 2004).

Até o momento, todas as mortes que ocorreram em missões espaciais foram em situações catastróficas, causadas por falhas técnicas, não permitindo então que qualquer ação de emergência fosse tomada. Entretanto, houveram algumas ocorrências médicas, o que mostra a importância dos estudos em ambientes de simulação extraterrestre (SHAYLER, 2000) (Tabela 1). As ocorrências foram manejadas com sucesso durante as missões, mas houveram casos em que foi necessário o retorno da espaçonave. No entanto, em nenhum caso foram utilizadas medidas de suporte básico de vida (Basic Life Support, BLS), uma vez que não há registro de parada cardiorrespiratória (PCR) em voos espaciais (TEMOS, 2004).

Tabela 1: Casos de Risco Médico em Vôos Espaciais

Ano	Missão	País	Ocorrência
1967	Soyuz 1	URSS	Queda da espaçonave – 1 morte
1967	Apollo 1	EUA	Incêndio no módulo de comando – 3 mortes
1969	Apollo 11	EUA	Doença de descompressão tipo 1
1970	Apollo 13	EUA	Infecção Urinária
1971	Soyuz 11	URSS	Despressurização – 3 mortes
1971	Apollo 15	EUA	Arritmia durante AEV lunar
1975	Apollo 18	EUA	Pneumonia por tetróxido de nitrogênio
1985	Salyut 7	URSS	Prostatite e sepsis
1985	Salyut 7	URSS	Hipotermia
1986	Challenger	EUA	Explosão da espaçonave - 7 mortes
1987	Mir	Rússia	Arritmia com necessidade de tratamento
1997	Mir	Rússia	Despressurização após colisão
1997	Mir	Rússia	Atmosfera tóxica após incêndio
2003	Columbia	EUA	Queda da espaçonave – 7 mortes

Uma nova iniciativa dos Estados Unidos objetiva retomar as expedições para a Lua e enviar uma missão tripulada a Marte (WHITE HOUSE P.S., 2004). Em Janeiro de 2004, o governo norte-americano anunciou uma mudança no foco das missões espaciais priorizando, em primeiro momento, o término da Estação Espacial Internacional (International Space Station, ISS), para depois se lançar na exploração de corpos celestes. A idéia do Presidente George W. Bush é de criar uma colônia na Lua, para analisar a viabilidade de uma futura expedição a Marte e aos satélites de Júpiter.

Devido a diversificação dos objetivos das missões das agências espaciais, a seleção de astronautas está mais flexível. Com missões de grande período de duração, intercaladas com missões curtas, a experiência em vôos espaciais pode ser um fator de inclusão nas novas missões, como o astronauta John Glenn, que participou do primeiro vôo orbital americano em 1961, e, com

77 anos de idade, integrou uma missão do ônibus espacial em 1998. Outros fatores importantes são o aumento do tempo das atividades extraveiculares (Extravehicular Activity, EVA), e a redução do condicionamento físico dos astronautas no processo de seleção médico. Com isso, a prioridade de todas as agências espaciais é o diagnóstico e tratamento de doenças que possam ocorrer em longos tempos de exposição ao ambiente nocivo espacial. Há, então, a necessidade de elaborar guias e técnicas de procedimentos para emergências médicas durante estas missões.

Atualmente, o BLS é um requisito fundamental no treinamento dos astronautas. As duas técnicas testadas em vôos parabólicos são: o sistema de imobilização médica e o *Hand Stand* (ASHTON A. et al. 2002, BILLICA R. et al. 1990). Há outras técnicas, como a Evetts-Russomano, baseada numa pesquisa sobre Reanimação Cardiopulmonar (RCP) em microgravidade (RUSSOMANO, T. et al. 2002), conduzida entre o Laboratório de Microgravidade – PUCRS e o King's College London, Inglaterra. A grande dificuldade de realizar RCP em microgravidade é aplicar força suficiente para a compressão torácica, sem contar com o peso do próprio corpo. Como uma RCP bem executada em condições normais fornece somente um terço do volume normal de ejeção de sangue, qualquer alteração no procedimento pode significar resultados adversos (JAY, G.D. et al. 2003).

Tendo em vista o treinamento em BLS, o Laboratório de Microgravidade - PUCRS desenvolveu um equipamento que permite realizar o procedimento de compressão torácica com redução parcial ou total de peso corporal, simulando dessa forma a massagem cardíaca externa (MCE) em corpos celestes com gravidade reduzida ou em microgravidade. Com isso, pode-se realizar

pesquisas referentes ao treinamento de técnicas de RCP em micro e hipogravidade que apresentem melhores resultados.

O benefício deste equipamento para a medicina terrestre é permitir o estudo de situações de RCP nas quais existe uma desproporção paciente – socorrista e em doenças que alterem a complacência torácica.

1.2. Objetivos

O principal objetivo deste projeto é preencher uma lacuna existente no treinamento de BLS em ambientes extraterrestres. Além disso, procura-se também atender a profissionais da saúde no treinamento de compressão torácica de forma eficiente, enfatizando os casos nos quais métodos padrões não são possíveis (LUCIA A. et al. 1999). Para isso, são traçados os seguintes objetivos:

- Desenvolver um equipamento de suspensão corporal;
- Adaptar à suspensão corporal um sistema de contrapesos, que permita simular ambientes extraterrestres (hipo ou microgravidade);
- Adaptar um cinto para a suspensão do voluntário que seja confortável e não limite os movimentos;
- Desenvolver e calibrar uma célula de carga para comprovar a redução corporal simulada;
- Adaptar um sistema de mensuração da compressão torácica do manequim visível para o socorrista, com um metrômetro sonoro indicando a frequência de compressões, para treinamento de BLS;

- Desenvolver um eletrogoniômetro para monitorar a variação angular de joelho e cotovelo;
- Desenvolver um software para análise de dados, que possibilite analisar a MCE e a frequência das compressões, além de analisar as variações angulares do eletrogoniômetro e a redução de peso medida pela célula de carga;
- Realizar uma série de estudos de validação dos equipamentos e instrumentos desenvolvidos.

1.3. Hipóteses

- O equipamento de suspensão corporal simula adequadamente as situações de RCP em hipogravidade e microgravidade;
- O sistema de mensuração é preciso, além de auxiliar no treinamento de RCP;
- Há diferenças na eficiência da MCE externa entre homens e mulheres em simulação de hipogravidade;
- É importante a flexão / extensão de cotovelo na eficiência da MCE em simulação de hipogravidade;
- Existe uma impossibilidade de realizar MCE em microgravidade simulada por mais de 3min.

1.4. Estrutura da Tese

Esta dissertação será apresentada da seguinte forma:

- Revisão Bibliográfica

Será considerada uma breve revisão de conceitos de Física, que auxiliará no entendimento deste trabalho, com noções de gravidade, micro e

hipogravidade, além de Fisiologia Cardiopulmonar, sendo, por fim, apresentados os métodos de RCP e BLS, além de estudos feitos sobre MCE em microgravidade.

- Materiais

Descrição detalhada dos materiais utilizados nas diversas pesquisas feitas para a elaboração dessa dissertação. Estão descritos os equipamentos desenvolvidos pelo Laboratório de Microgravidade, com as devidas calibrações, e os equipamentos adquiridos.

- Resultados

Apresentação dos métodos e resultados das diversas pesquisas em MCE. Foram feitos estudos em simulação de Hipogravidade e Microgravidade.

2. Revisão Bibliográfica

2.1. Conceitos Físicos

Como esta pesquisa é caracterizada pela sua multi-disciplinaridade (abordando as áreas de física, engenharia e medicina), e, assim, dirigida a um público extenso, é essencial o entendimento de alguns conceitos básicos de física, que englobam mecânica clássica, ou mecânica newtoniana, e mecânica relativística, o que facilitará a compreensão de termos aqui descritos e empregados. Estes conceitos finais tem embasamento na literatura científica recente e nos livros do Maximo, Tripler, Hewitt e Halliday.

2.1.1. Força

Força é uma influência externa, que provoca a aceleração de um corpo em um referencial inercial. A direção resultante da força é a direção da aceleração que a mesma produz em um determinado corpo. A força é o produto da massa inercial do corpo em questão pela aceleração (TRIPLER, P. 2000), expressa pela equação 1:

$$F = m \cdot a \quad (1)$$

2.1.2. Força Gravitacional

A Força Gravitacional, descrita pela Lei da Gravitação Universal, foi postulada pelo físico e matemático inglês Sir Isaac Newton (1642-1727). Ela é uma das quatro forças fundamentais da física, sendo as outras: a força eletromagnética, a força de ligação nuclear fraca e a força de ligação nuclear

forte. Estudando o movimento dos planetas e apoiando-se nas leis de Johannes Kepler (1571-1630), Isaac Newton observou que, como eles descrevem órbitas em torno do Sol, assim como a Lua em torno da Terra, esses astros deveriam estar sujeitos a uma força de atração de algum tipo, do contrário suas trajetórias não seriam curvas, mas retilíneas (figura 01) (MAXIMO, A. 2001).

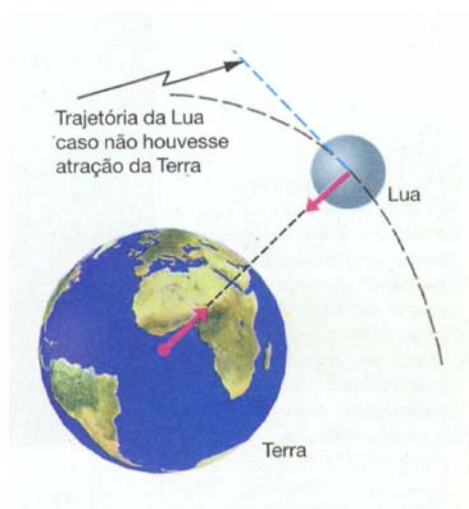


Figura 1: Efeito da força gravitacional sobre a trajetória dos astros celestes.

Fonte: MÁXIMO, Antônio; ALVARENGA, Beatriz.(2000. p. 225).

Segundo a lenda, Newton, ao observar uma maçã caindo ao solo, entendeu que a força que mantém os planetas em órbita e a força que puxou a maçã para baixo possuíam a mesma natureza, e que não seriam exclusivas a esses sistemas, mas sim que essa força de atração deveria ser um fenômeno geral (universal) e manifestar-se-ia entre dois objetos materiais quaisquer. Após alguns anos de estudo e coleta de dados, Newton publicou a Lei da Gravitação Universal em sua obra *Philosophiae Naturalis Principia Mathematica* (1687), onde afirmava que dois sistemas quaisquer se atraem

com uma força proporcional ao produto de suas massas e inversamente proporcional ao quadrado da distância entre eles.

A força de atração entre dois objetos comuns existentes na Terra é muito pequena e Newton não foi capaz de comprovar experimentalmente esta atração. Isso só foi possível quase um século depois, quando o também físico inglês Henry Cavendish (1731-1810) verificou precisamente a força de atração entre duas pequenas esferas, determinando assim a constante de gravitação universal G , que, quando inserida na fórmula da força gravitacional de Newton, permite que a mesma possa ser expressa como uma equação exata em forma de proporcionalidade universal. Com isto, a equação torna-se:

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

onde m_1 e m_2 são as massas dos corpos, d é a distância entre eles e G é a constante de gravitação universal, cujo valor é de $6,67 \times 10^{-11} \text{ N} \cdot \text{m}^2/\text{kg}^2$. A distância entre dois corpos é considerada como sendo a distância entre seus centros de massa (MAXIMO, A.. 2001, HEWITT, P. 2002).

2.1.3. Massa

Massa pode ser considerada como a quantidade de matéria de um corpo e, conceitualmente, tem duas classificações: massa gravitacional e massa inercial. A massa gravitacional de um corpo é aquela propriedade responsável pela força de atração de natureza gravitacional que ele exerce sobre outro corpo, e é descrita pela fórmula da força gravitacional de Newton e Cavendish. Já a massa inercial de um corpo pode ser conceituada como a sua resistência à aceleração. Quanto maior for a massa de um corpo, maior será sua inércia.

Por exemplo, se uma mesma força for aplicada a dois corpos, o que tiver massa maior será menos acelerado.

O fato de a força gravitacional exercida sobre um corpo não ser proporcional à sua massa inercial é uma característica ímpar da força da gravidade. Este fenômeno faz com que dois corpos quaisquer sobre a ação gravitacional do planeta Terra, que se encontrem à mesma distância do seu centro de massa, sejam atraídos com a mesma aceleração (TRIPLER, P. 2000).

Por exemplo, considerando-se um elefante de massa igual a 700 kg na superfície da Terra, através da fórmula da gravitação universal (Equação 2), pode-se calcular qual é a força de atração entre a Terra e o animal, levando-se em conta a constante de gravitação universal G , a massa do planeta, a massa do elefante e a distância que separa seus centros de massa. Para efeito meramente ilustrativo, será considerado que a força gravitacional calculada neste caso é igual a 6860 N. Este valor representa a intensidade com que o planeta e o elefante se atraem. Conseqüentemente, esta atração resultará na aceleração dos corpos, um em direção ao outro. Como a massa inercial do planeta é “infinitamente” maior do que a do elefante, a sua resistência à aceleração também o será, e por isso é que o elefante é que cai sobre a Terra e não o contrário. Para calcular a intensidade com que o animal será acelerado em direção à Terra, basta usar a fórmula da segunda lei de Newton (Equação 01), onde a magnitude de F é exatamente os 6860 N resultantes da força gravitacional, e m é a massa inercial do elefante, que é a sua mesma massa gravitacional (700 kg). Logo:

$$F = m \cdot a \quad a = \frac{F}{m} \quad a = \frac{6860}{700} \quad a = 9,8 \text{ m/s}^2$$

Devido à dupla característica da massa, de criar uma força gravitacional e de possuir inércia, a aceleração calculada para um elefante na superfície da Terra, aproximadamente $9,8 \text{ m/s}^2$, é na verdade uma constante para qualquer objeto na mesma situação. Isso porque na proporção em que a força de atração gravitacional entre um objeto e o planeta cresce de acordo com o aumento da massa do objeto, cresce também a sua inércia, ou resistência ao avanço. De tal maneira, um objeto que possua uma massa dez vezes menor do que a do elefante, por exemplo, uma pessoa de massa igual a 70 kg, possuirá uma força gravitacional também dez vezes menor (686 N) (figura 02).

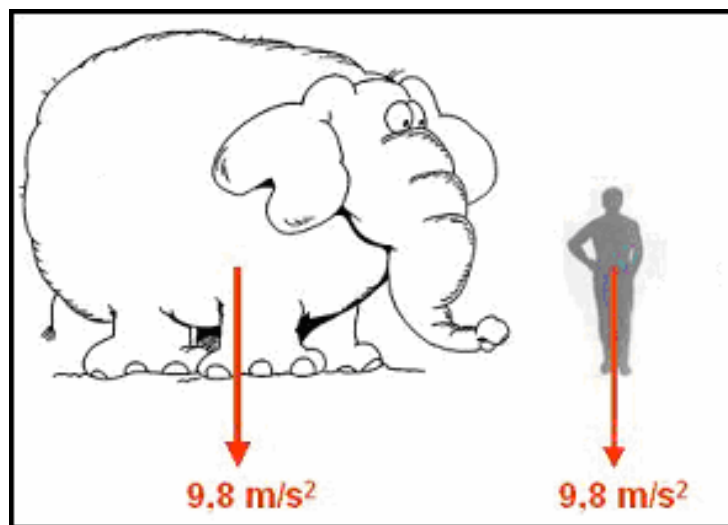


Figura 2: Todo corpo sofre a mesma aceleração gravitacional.

Fonte: Autor(2006)

Outra maneira de visualizar este fenômeno, que determina que dois corpos quaisquer que estejam à mesma distância do centro de massa do

planeta sejam atraídos com a mesma intensidade, pode ser considerada igualando as equações 1 e 2, conforme demonstrado abaixo.

$$m \times a = G \frac{m_1 m_2}{d^2}$$

Considerando m_1 igual a m_2 temos que:

$$a = G \frac{m_1}{d^2} \quad (3)$$

Conforme a figura 2, pode-se notar que, independentemente da massa do corpo em questão, a aceleração resultante da força gravitacional entre ela e o planeta, é sempre igual, uma vez que, quando as fórmulas são igualadas, a massa do corpo representada na primeira equação por m e na segunda por m_2 anula-se mutuamente. Por conseguinte, a aceleração que o corpo irá adquirir, expressa por a , resume-se à constante G multiplicada pela massa do planeta (m_1) e dividida pelo raio do planeta elevado ao quadrado (d^2). Assim, para qualquer corpo na superfície terrestre, a aceleração é igual a aproximadamente $9,8 \text{ m/s}^2$. No caso em que a aceleração a adquirida por um corpo é unicamente resultante da força gravitacional, ela é representada em módulo pela letra g .

O fato da massa do corpo acabar se anulando corrobora a idéia de que a propriedade inercial da massa contraria sua propriedade gravitacional, isto é, quanto mais pesado um corpo e maior sua força gravitacional, maior será sua resistência à aceleração.

2.1.4. Peso

Peso é a força produzida por uma aceleração de origem gravitacional (a) sobre uma massa qualquer, podendo ser representado pela letra P e descrita pela fórmula:

$$P = m \times a \quad (4)$$

O planeta Terra, devido à força gravitacional produzida por sua grande massa, faz com que todos os corpos no seu campo de influência gravitacional possuam peso. Através da equação 03, é possível verificar que a aceleração gravitacional “a” que um corpo causa sobre outro é diretamente proporcional à sua massa, e inversamente proporcional ao quadrado do raio deste sistema. Isto significa que o peso de um objeto decresce com o aumento da sua distância em relação ao centro de massa do planeta. Assim, o peso de uma pessoa no topo de uma montanha, é menor do que na base da mesma.

2.1.5. Peso Aparente / Força Normal

Segundo a terceira lei de Newton, toda força de ação gera uma força de reação, de mesmo módulo e direção, mas em sentido contrário. Considerando-se o caso de uma pessoa em pé e em repouso sobre uma superfície, ela exerce uma força peso sobre a mesma. Em reação, para que o estado de repouso possa ser mantido, a superfície exerce sobre a pessoa uma força chamada Normal, em acordo com a terceira lei newtoniana (figura 03).

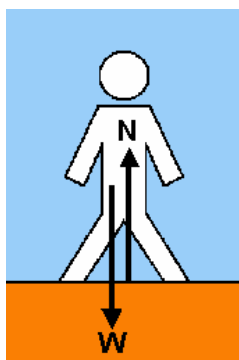


Figura 3: Ação e reação

Fonte: Autor (2006)

A Força Normal produz uma sensação de peso aparente, uma vez que são estas as forças sentidas pelo sistema ósteo-muscular e transmitidas ao sistema nervoso central de um ser humano. Quando se utiliza uma balança, a pessoa está na verdade medindo este peso aparente e não o seu peso real, embora neste caso eles sejam iguais. Esta afirmação é verificada analisando o seguinte caso: uma pessoa em cima de uma balança no interior de um elevador (figura 04). Nesta condição, pode ser demonstrado que, dependendo da intensidade e do sentido da aceleração adquirida pelo elevador em relação a um referencial inercial (pode ser a superfície do poço do elevador), a leitura da balança mostrará valores que diferem do peso real da pessoa.

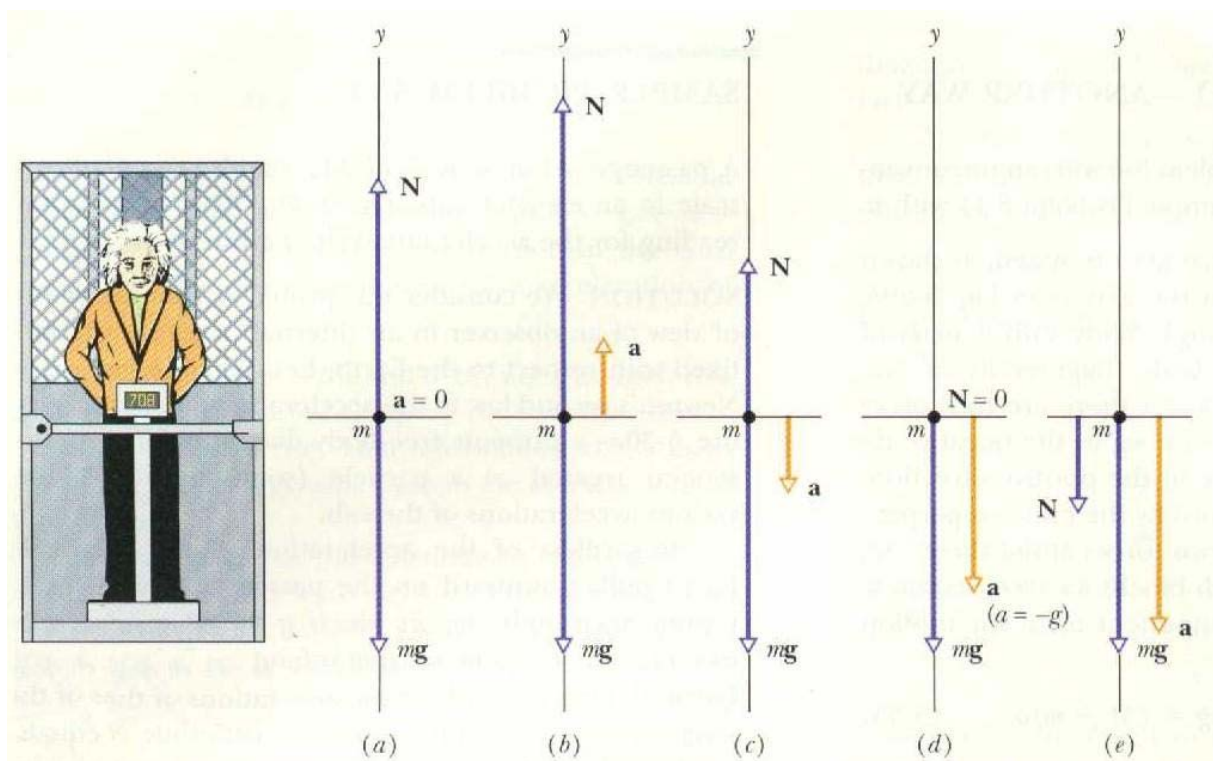


Figura 4: Um passageiro no interior de um elevador. O elevador encontra-se parado (a), subindo (b), descendo com $a < g$ (c), descendo com $a = g$ (d) e descendo com $a > g$.

Fonte: HALLIDAY, David; RESNICK, Robert; WALKER, Jearl. (1993. p. 118).

Quando o elevador está parado (figura 04a) o peso real e a normal são iguais. Caso o elevador comece a subir (figura 04b), sua força normal será igual a soma do peso do passageiro com a força adicional sobre o passageiro produzida pela aceleração do elevador. Isto, obviamente, resultará em um peso aparente maior do que o peso real do passageiro. Quando o elevador está descendo com $a < g$ (figura 04c), a força normal será igual ao peso real subtraído da força adquirida pelo passageiro em decorrência da aceleração do elevador. De tal forma, o peso aparente será menor do que o peso real. Em uma situação em que o elevador esteja descendo com $a = g$ (figura 04d), a normal tende a zero, pois ela é igual ao peso real do passageiro subtraído da força resultante da aceleração do elevador, que neste caso é igual à aceleração do próprio passageiro imposta pela gravidade. Assim, ambos, passageiro e elevador, descem com a mesma aceleração e o peso aparente é nulo. Caso o elevador desça com $a > g$ (figura 04e), o passageiro será jogado contra o teto do elevador, pressionando-o. Conseqüentemente, a força normal encontrar-se-á não mais no assoalho do elevador e sim na sua superfície superior. Por conseguinte, a força normal, caso seja medida no teto, possuirá módulo negativo.

2.1.6. Microgravidade

O ambiente de situação de microgravidade pode ocorrer de três maneiras. A primeira é encontrada ao se observar um corpo qualquer em um ponto hipotético do espaço cósmico, tão longe de qualquer corpo celeste, que os efeitos das forças gravitacionais entre ele e os outros astros seriam

completamente desprezíveis. Assim, este corpo estaria livre de acelerações e manteria um estado de movimento natural.

A segunda maneira seria posicionar um corpo em pontos estratégicos entre dois corpos celestes, como, por exemplo, entre a Terra e a Lua. Nestes pontos, conhecidos como Pontos Lagrangianos (por terem sido previstos teoricamente no século XVIII pelo matemático francês Lagrange), existe um equilíbrio entre as forças gravitacionais da Terra e da Lua, com cada uma anulando os efeitos da outra, reciprocamente. O exemplo mais conhecido é o dos asteróides troianos, que, ocupando pontos lagrangianos entre dois corpos celestes, permanecem em equilíbrio relativo a ambos os astros (HALLIDAY, D. et al. 1993).

A terceira é visualizando um corpo em queda livre. Um exemplo clássico desta situação é a do elevador cujo cabo de sustentação foi rompido. Quando isto acontece, o elevador começa a acelerar em direção ao centro de massa da Terra com uma intensidade ou módulo igual a g . Desta forma, um passageiro que estivesse dentro do elevador não sofreria mais a ação da força normal gerada pelo assoalho do mesmo, e passaria a cair também, com o mesmo vetor de aceleração g .

Por conseguinte, o passageiro experimentaria a sensação de imponderabilidade, isto é, a sensação de flutuar no interior do elevador. De acordo com o Princípio da Equivalência de Albert Einstein, tanto o primeiro caso quanto o terceiro são equivalentes para um observador fixo no interior do elevador e, assim, ele seria incapaz de dizer em qual das situações ele se encontra (figura 05), devido ao fato de existir o atrito aerodinâmico do elevador.

Este exemplo só é realmente válido nos seus primeiros instantes de queda, quando o atrito com o ar ainda não é significativo.

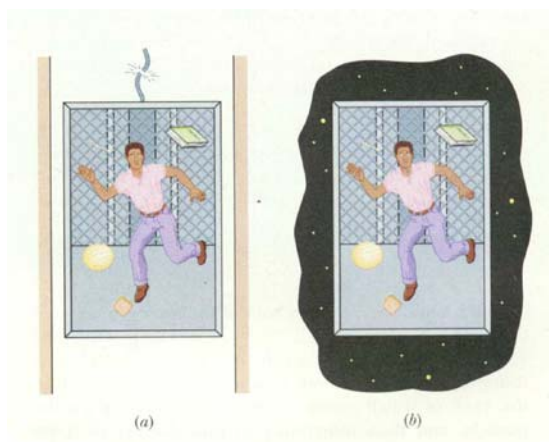


Figura 5: As duas condições de microgravidade são equivalentes.

Fonte: HALLIDAY, David; RESNICK, Robert; WALKER, Jearl. *Fundamentals of Physics*. 4ª ed. New York: Wiley, 1993. 2v. v.1, p. 118

Um outro exemplo comum de queda livre, onde os efeitos da microgravidade podem ser visualizados por períodos ilimitados de tempo, são os veículos espaciais em órbita do nosso planeta. Ao se observar os astronautas flutuando dentro deste espaçonaves, pensa-se erroneamente que eles estão livres da força gravitacional da Terra, por não apresentarem nenhum peso aparente. Analisando a equação 03, pode-se verificar que, em uma órbita de 400 km de altitude, normalmente a órbita usada nos vôos dos ônibus espaciais, a aceleração devido à força gravitacional continua bastante significativa, apenas 11,5% menor do que na superfície terrestre. Na verdade, é exatamente a existência de uma força gravitacional que, agindo como uma força centrípeta, permite a espaçonave permanecer em órbita do planeta.

Isaac Newton propôs um experimento imaginário, no qual seria colocado um canhão no topo de uma alta montanha e seria disparado um projétil (figura 5).

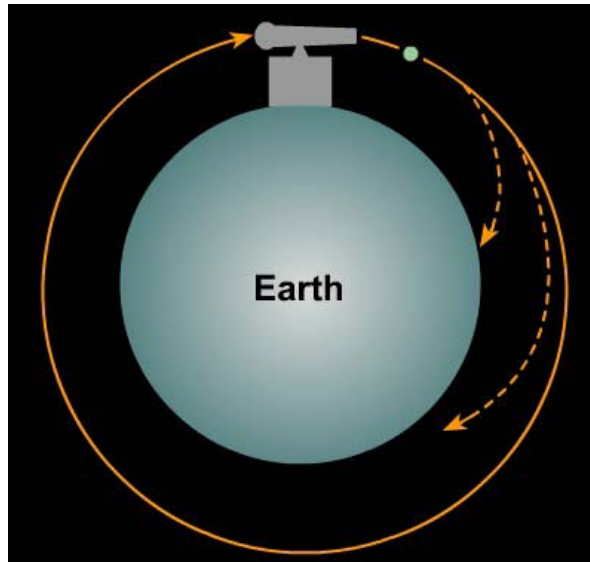


Figura 6: Experimento imaginário proposto por Isaac Newton.

Fonte: <http://csep10.phys.utk.edu>

Iniciando-se os disparos com baixas velocidades, o projétil viajaria mais distante quanto maior fosse sua velocidade horizontal, até cair no solo sob ação da força gravitacional. Contudo, se o projétil fosse disparado com uma velocidade tal que consiga completar uma volta ao redor do planeta, ele entraria em órbita e estaria caindo em direção ao centro de massa da Terra, sem, porém, nunca se chocar com o solo.

O fato dos astronautas flutuarem dentro das espaçonaves é análogo aos casos mostrados nas figuras 4 e 6. Uma vez que a nave está em órbita ao redor do planeta, a gravidade não acelera apenas seus tripulantes em direção ao piso da nave, ela acelera os tripulantes e a nave com o mesmo vetor correspondente à aceleração gravitacional. De tal forma, tanto a espaçonave, como cada objeto solto em seu interior, terá sua própria órbita ao redor do planeta. O termo microgravidade vem do fato de não existir um ambiente de gravidade zero num veículo orbital. Cada objeto dentro da espaçonave possui sua própria aceleração, relativa a posição do seu centro de massa e as forças

atuantes nele. Somente se o objeto estiver localizado exatamente no centro de massa da nave, terá a mesma órbita desta. A atmosfera residual existente na altitude da órbita irá exercer um efeito de freamento na nave e, como um objeto no seu interior não está sujeito a esta desaceleração, haverá uma aceleração aparente mínima do objeto em relação à nave (AEB, 2004).

2.1.7. Hipogravidade

O termo hipogravidade é utilizado para relacionar a força gravitacional de outros corpos celestes, quando comparados com a Terra, que possuem massas menores que esta, e conseqüentemente aceleração gravitacional menor.

Nos casos estudados nesse trabalho, compara-se a aceleração gravitacional da Terra, de $9,81\text{m/s}^2$, com a de Marte, de $3,71\text{m/s}^2$ e Lua, de $1,62\text{m/s}^2$. Em um dos estudos foi feita uma relação com um planeta fictício chamado Planeta X, que no caso, possuía aceleração de $6,8\text{ m/s}^2$. Este planeta foi utilizado para ter uma relação intermediária entre a aceleração da Terra e de Marte, facilitando na comparação e entendimento dos dados.

Como exemplo, uma pessoa com massa de 70Kg, teria seu peso na Terra de 687N, conforme mencionado anteriormente, mas no planeta X teria 476N, em Marte 259N e na Lua 117N. Para simular a hipogravidade em Terra, é necessário calcular o peso da pessoa relativo ao valor de hipogravidade (Equação 5, para Lua), e dividir o peso pelo valor de G em Terra (Equação 6). Com isso, é obtido o valor de massa relativa (para uma pessoa de 70Kg, a massa relativa para a gravidade da Lua seria de 11,48Kg). É então feito o

cálculo do valor de contra-peso (Equação 7), que para o mesmo exemplo seria de 58,52Kg.

$$P_{Lua} = Massa \times G_{Lua} \quad (5)$$

$$MassaRelativa = \frac{P_{Lua}}{G_{Terra}} \quad (6)$$

$$ContraPeso = Massa - MassaRelativa \quad (7)$$

2.2. Simulação de Microgravidade

Devido ao alto custo operacional de uma missão espacial, é necessário tomar certos cuidados ao enviar pessoas e experimentos científicos para o espaço. Com isso, diversos projetos são antes testados em terra, utilizando-se ambientes de simulação de microgravidade, e somente após a comprovação de que funcionam são acrescentados nas missões.

Entre os meios de simulação de microgravidade estão a cama de *head down*, utilizada para simular fisiologicamente a falta de gravidade, e a suspensão corporal, usada para retirar o peso do corpo do voluntário. Existem também as piscinas de grande profundidade (*Neutral Buoyancy*), que é o método de simulação que a NASA utiliza para treinamento de missões de AEV na EEI, e os vôos parabólicos, que serão considerados adiante.

A cama de *Head Down* (Figura 7) procura mimetizar as alterações fisiológicas secundárias a um ambiente onde a força gravitacional se aproxima de zero, como durante as missões espaciais. Para tanto, o voluntário permanece deitado, com uma inclinação dita negativa, onde as pernas ficam acima do nível da cabeça, estimulando a concentração de sangue e fluídos na região superior do corpo, ao inverso do que ocorre em 1G. Com esse estímulo

é reproduzida algumas alterações fisiológicas sofridas pelos astronautas em microgravidade, e então são realizados testes, podendo o voluntário permanecer na posição de *head down* por horas, dias ou semanas, de acordo com a pesquisa em desenvolvimento. A inclinação negativa utilizada varia com os objetivos dos estudos, sendo mais comum o ângulo de -6° (KAKURIN, L.I. et al. 1976).



Figura 7: Cama de *Head Down*

Fonte: Autor (2000)

O equipamento de Suspensão Corporal é utilizado desde o programa Apollo, e seu formato é adaptado de acordo com a pesquisa a ser desenvolvida. De maneira geral, é composto de cabos verticais (elásticos, cordas ou cabos de aço), que suspende o voluntário, simulando microgravidade. Para testes de esteiras, os pontos de fixação dos cabos da suspensão são posicionados nas pernas, coxas, cintura e tronco (Figura 8a), enquanto que para o teste de RCP é utilizada somente uma cadeira de alpinismo, suspendendo o voluntário pela cintura (Figura 8b). Os sistemas de

suspensão são freqüentemente utilizados para a técnica de simulação de microgravidade, mas incorrem na falta de liberdade de movimento.



(a)

(b)

Figura 8: Modelos de Suspensão Corporal

Fonte: a) <http://www.nasa.gov>

b) Autor (2000)

2.2.1. Vôo Parabólico

Um método utilizado para criar microgravidade por períodos de 20 a 25s é feito através dos vôos parabólicos. Esse tipo de vôo, utilizado para o treinamento de astronautas e condução de experimentos, tem uma duração de 2 a 3hs, é conduzido pela NASA e as agências espaciais Européia, Russa e Japonesa. No caso da Agência Espacial Européia, os vôos são realizados com um avião fabricado pela AIRBUS, modelo A300, voando a uma altitude inicial de, aproximadamente, 6000m acima do nível do mar. O avião sobe rapidamente, realizando um ângulo de 45° (“pull up”), traça uma parábola (“injection”) e desce num ângulo de 45° (“pull out”). (Figura 9). Durante as fases de “pull up” e “pull out”, a gravidade permanece entre 1,8G e 2,0G. Na

parte central da parábola, a uma altitude entre 7500 e 8300m, o avião reduz a potência das turbinas, diminuindo a velocidade de 590km/h para 390km/h no topo da parábola, iniciando-se, então, a queda e a posterior retomada da aceleração. Em um dia de vôo, são realizadas 30 parábolas, sendo que uma campanha dura 3 dias. O vôo parabólico é o único meio de ter microgravidade verdadeira sem ir ao espaço, pelo método de queda livre, mas os experimentos são caros e os períodos são de curta duração (NEWMAN, 2000).

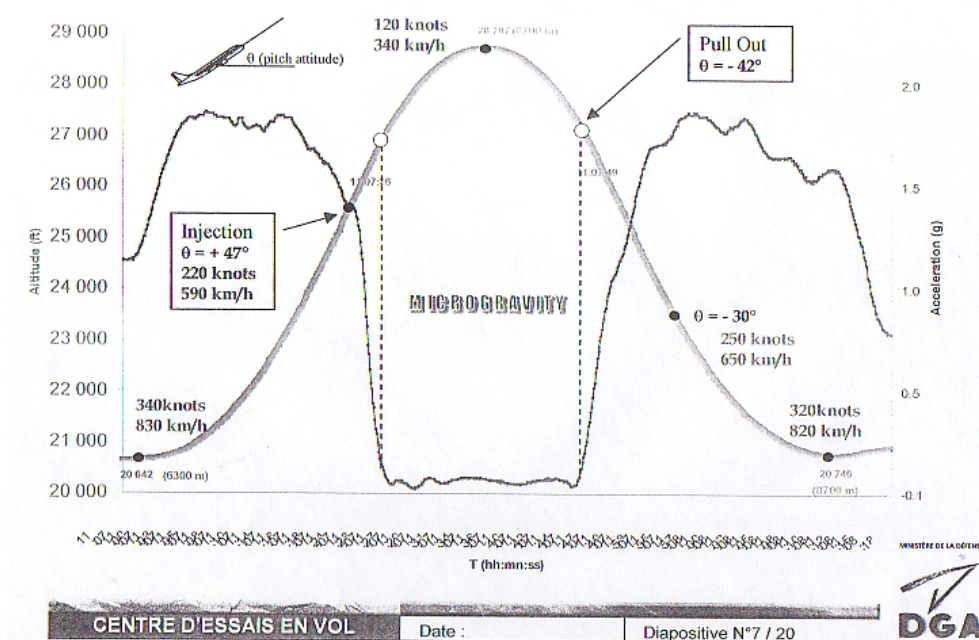


Figura 9: Descrição da parábola feita pelo avião.

Fonte: ESA/NOVASPACE, Parabolic Flight, Bordeaux, França.

2.3. Simulação de Hipogravidade

Para a simulação de hipogravidade, são utilizados modelos adaptados de suspensão corporal, além de vôos parabólicos. Para a redução do peso corporal, é utilizado um sistema de contra-pesos, molas ou elásticos, que retira uma parte do peso do voluntário do contato com o chão, simulando gravidade parcial (NEWMAN, 2000).

Os vôos parabólicos de gravidade reduzida são realizados pela NASA e pela Agência Espacial Russa, e têm períodos de 30s de hipogravidade para gravidade lunar e 40s para gravidade marciana(NEWMAN, D. J. 2000).

2.4. Revisão de Fisiologia Muscular

Nesta seção será apresentada uma pequena revisão sobre fisiologia muscular, para melhor entendimento das justificativas desse trabalho (GUYTON A. et al. 2002).

A musculatura humana é considerada um sistema tão complexo e interdependente como o próprio corpo humano. Sem o tecido que cobre as fibras musculares, os músculos não estariam organizados para que fosse possível realizar uma contração, ou eles não estariam ligados aos ossos, ou ainda a sua ação não produziria nenhum movimento. Sem o sistema digestivo, não haveria glicose disponível para o organismo queimar. Sem os pulmões, não haveria oxigênio para as células, impedindo a produção de ATP (Adenosina tri-fosfato), responsável por fornecer energia para os músculos. Sem o sistema circulatório, as substâncias vitais não encontrariam o caminho para as células, nem a produção residual dos músculos (ácido lácteo) seria levada embora. E finalmente, sem o sistema nervoso, as células musculares não saberiam quando estar ativas, desordenando o trabalho em conjunto dos músculos.

As fibras musculares estão divididas em três grupos: Fibras musculares esqueléticas (Formam o tecido muscular esquelético, cujos músculos em sua maioria está associada a esqueletos; são responsáveis pela execução de atividades voluntárias e reflexas do organismo); Fibras musculares cardíacas

(Formam o coração cujo órgão funciona como uma bomba ejetora cíclica, propulsionando o sangue através dos vasos); Fibras musculares lisas (Formam os demais órgãos viscerais do corpo, como bexiga, trato gastrointestinal, útero, etc.) Tanto as fibras musculares lisas como as cardíacas, estão apenas sob controle reflexo.

O músculo estriado esquelético está associado ao esqueleto e garante a execução de movimentos e posturas do nosso corpo; faz-se exceção a musculatura que forma os esfíncteres (anais e vesicais) e a que está associada à expressão facial. A possibilidade de realizar os movimentos desejados torna-se possível graças ao controle voluntário que temos sobre a musculatura esquelética. A atividade das fibras musculares lisas e cardíacas não está sujeita ao domínio consciente.

Nos vertebrados, a musculatura esquelética corresponde aproximadamente a 40% do peso corporal e os demais tipos de tecido muscular (liso e cardíaco) a 10%. Além de a musculatura esquelética expressar os nossos padrões de comportamento, desempenha outras funções como gerar calor (termorregulação) e, em condições de jejum prolongado, disponibilizar aminoácidos das proteínas musculares para o fígado (neoglicogênese).

Os músculos podem movimentar partes do corpo porque cada extremidade de um músculo está presa a um osso por meio de um tendão que muitas vezes estende-se sobre uma articulação (Figura 10). Os músculos deslocam 2 ou mais ossos através de uma articulação móvel, ou então deslocam tecidos. A maioria das articulações possui dois grupos de músculos

funcionalmente distintos: um que quando em atividade diminui o ângulo articular, e um outro de ação antagônica que aumenta o ângulo.

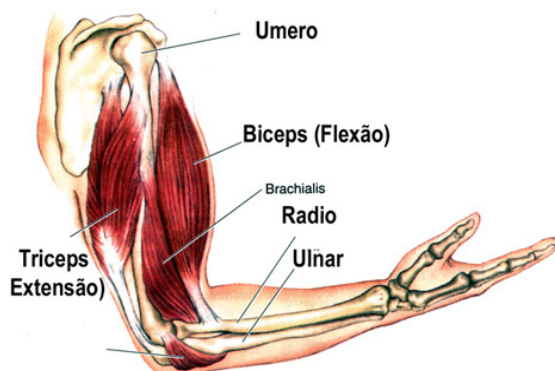


Figura 10: Fixação e Movimentação dos Músculos

Fonte: <http://www.medecine.unige.ch/>

Os músculos são classificados funcionalmente como músculos flexores e extensores, abdutores e adutores, pronadores e supinadores. Do ponto de vista funcional, a maioria pode ser classificada basicamente como músculos flexores que, com a contração, diminuem o ângulo articular e, como extensores, que o aumentam. Os músculos extensores dos membros inferiores e do tronco garantem que o corpo se mantenha em pé, sustentando o peso do corpo contra a gravidade, enquanto os membros anteriores são mantidos livres e independentes para realizarem outras tarefas como as de manipulação. Por isso, os músculos extensores são chamados de músculos anti-gravitacionais.

O suprimento energético imediato para a contração muscular é o ATP. Quando ele é hidrolisado, parte da energia liberada é utilizada para a geração de força mecânica e a outra parte é perdida na forma de calor. Como a disponibilidade de ATP é pequena nas fibras musculares, é necessária uma fonte adicional de energia como o fosfato de creatina que transfere o grupo fosfórico para o difosfato de adenosina e restaura rapidamente os níveis de

ATP. Mas como a fonte de fosfato de creatina é também limitada, num exercício muscular mais prolongado o ATP passa a ser obtido pela oxidação completa de carboidratos e de ácidos graxos. A fonte de carboidrato muscular é armazenada na forma de glicogênio (cerca de 0,5 a 2% do peso muscular fresco) e contribui com cerca de 100 vezes mais do que a fonte de fosfato de creatina.

2.5. Eletromiografia de Superfície (EMG)

A contração muscular e a produção de força são provocadas pela mudança relativa de posição de várias moléculas ou filamentos no interior do arranjo muscular. O deslizamento dos filamentos é provocado por um fenômeno elétrico conhecido como potencial de ação. O potencial de ação resulta da mudança no potencial de membrana que existe entre o interior e o exterior da célula muscular. O registro dos padrões de potenciais de ação é denominado eletromiografia. O registro por si só denomina-se eletromiograma (EMG). Assim, a eletromiografia registra um fenômeno elétrico (Figura 11) que está casualmente relacionado com a contração muscular (KUMAR S. et al. 1996).



Figura 11: Eletromiografia de Superfície

Fonte: <http://www.pitt.edu/>

A técnica da eletromiografia está baseada no fenômeno do acoplamento eletromecânico do músculo. Sinais elétricos gerados no músculo eventualmente conduzem ao fenômeno da contração muscular, potenciais de ação simples ou em salva atravessam a membrana muscular (sarcolema). Essas diferenças de potencial viajam profundamente dentro das células musculares através dos túbulos t. Os túbulos t (Figura 12) são invaginações da membrana muscular dentro das células musculares. Tais invaginações são numerosas e ocorrem na junção das bandas claras e escuras das miofibrilas e as circundam como um anel no dedo. Estes anéis estão interconectados com os anéis das miofibrilas vizinhas, formando um extensivo sistema de túbulos. Tal organização permite que o potencial elétrico viaje até as mais profundas partes do músculo quase que instantaneamente. Estes potenciais de ação são o gatilho que libera íons de cálcio do retículo sarcoplasmático para dentro do citoplasma muscular. Estes íons de cálcio são os responsáveis pela facilitação da contração muscular que se manifesta pela movimentação dos membros do corpo e a geração de força (KUMAR S. et al. 1996).

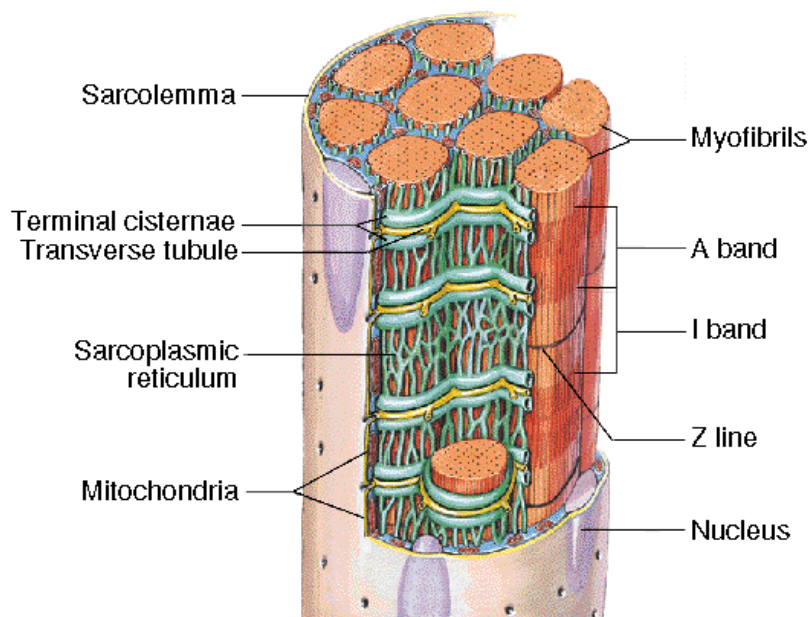


Figura 12: Fibra muscular com Túbulo T (Transverse Tubule)

Fonte: <http://medic.med.uth.tmc.edu/>

O primeiro homem a estudar a relação da eletricidade com os músculos foi Galvani que, no final do século XVIII, publicou suas experiências com preparados neuromusculares e eletricidade animal (GALVANI L. et al. 1953). Por mais de dois séculos os biólogos trabalharam com as revelações de Galvani, de que os músculos esqueléticos se contraem pelo estímulo elétrico, e que também geram uma corrente ou tensão perceptível ao se contrair voluntariamente. As descobertas de Galvani marcaram os inícios da neurofisiologia e do estudo da dinâmica da contração muscular. Porém, o mundo teve que aguardar até que o Francês Duchenne, em meados do século passado, aplicasse a eletricidade a músculos esqueléticos intatos (DUCHENE G.B. et al. 1949). O seu trabalho apresentou a descrição dos movimentos que produzem os músculos estimulados através da pele por correntes elétricas. Contudo o descobrimento de Galvani permaneceu como uma curiosidade

científica até o século XX, quando se desenvolveram melhores métodos para captar e registrar minúsculas cargas elétricas. O mérito principal do desenvolvimento da nova técnica de captar os potenciais elétricos gerados no músculo (a eletromiografia) corresponde aos fisiologistas ingleses e norte-americanos Adrian e Bronk, além de vários escandinavos (ADRIAN E. et al. 1929). Deve-se admitir que as primeiras técnicas não se prestavam para estudos detalhados. Durante décadas, aplicou-se a eletromiografia por razões diagnósticas e clínicas e não objetivando a cinesiologia básica (CRAM, J. et al. 1998).

2.6. Revisão da Fisiologia Cardiopulmonar

Nesta seção, se descreverá uma revisão básica sobre o sistema cardíaco e respiratório, para melhor entendimento das justificativas desse trabalho (GUYTON A. et al. 2002).

2.6.1. Sistema Cardiovascular

O sistema cardiovascular ou circulatório é uma vasta rede de tubos de vários tipos e calibres, que põe em comunicação todas as partes do corpo. Dentro desses tubos circula o sangue, impulsionado pelas contrações rítmicas do coração.

Os principais componentes do sistema circulatório são o coração, os vasos sanguíneos, o sangue, os vasos linfáticos e a linfa, e estes permitem que algumas atividades sejam executadas com grande eficiência, como o transporte de gases, transporte de nutrientes, transporte de resíduos

metabólicos, transporte de hormônios, intercâmbio de materiais, transporte de calor, distribuição de mecanismos de defesa e coagulação sangüínea.

O coração (Figura 13) é um órgão muscular oco que se localiza no meio do peito, sob o osso esterno, ligeiramente deslocado para a esquerda. Em uma pessoa adulta, tem o tamanho aproximado de um punho fechado e pesa cerca de 400g. O coração apresenta quatro cavidades: duas superiores, denominadas átrios (ou aurículas), e duas inferiores, os ventrículos. O átrio direito comunica-se com o ventrículo direito através da válvula tricúspide. O átrio esquerdo, por sua vez, comunica-se com o ventrículo esquerdo através da válvula bicúspide ou mitral. A função das válvulas cardíacas é de garantir que o sangue siga uma única direção, sempre no sentido dos átrios para os ventrículos.

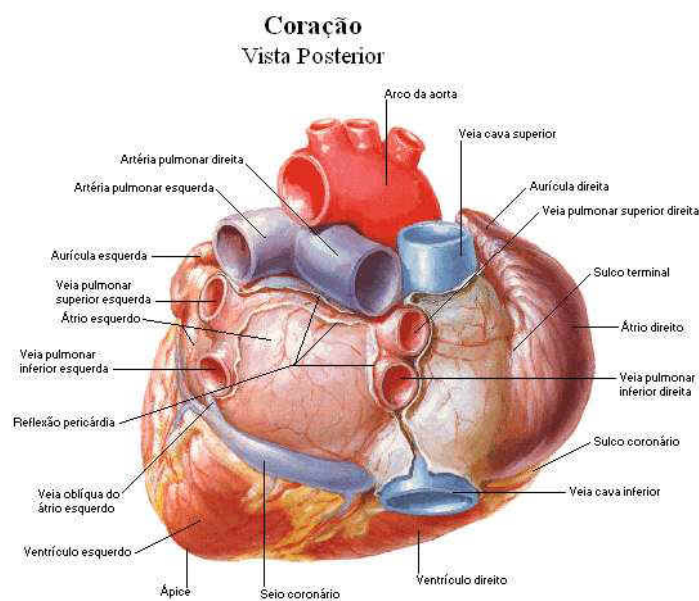


Figura 13: Vista posterior do Coração

Fonte: <http://www.afh.bio.br>

As câmaras cardíacas contraem-se e dilatam-se alternadamente 70 vezes por minuto, em média. O processo de contração de cada câmara do miocárdio

(músculo cardíaco) denomina-se sístole. O relaxamento, que acontece entre uma sístole e a seguinte, é a diástole.

Chama-se circulação, o movimento que o sangue realiza ciclicamente dentro do sistema vascular. Este sistema compreende uma extensa rede de condutos ou tubos especialmente preparados para que o sangue circule em seu interior (Figura 14). As artérias são os vasos que levam o sangue do coração para os órgãos, músculos, ossos, enfim, para cada célula do nosso organismo. Elas têm também a propriedade especial de se contraírem assim que recebem o estímulo de substâncias contidas no próprio sangue (*hormônios*) produzindo o efeito que se chama de pressão arterial. O pulso arterial é produzido pela ejeção de sangue do ventrículo esquerdo dentro da aorta e grandes vasos. Esta pressão faz com que o sangue seja empurrado para frente, chegando aos órgãos e às células.

As veias são os vasos que trazem o sangue de volta ao coração. Diferem das artérias por ter uma camada média menos espessa, isto porque a pressão de retorno do sangue para o coração é menor do que a de saída. O retorno do sangue ocorre devido ao pulso venoso gerado pela contração dos músculos e pela contração da própria veia. A isto, soma-se a ação das válvulas contidas no interior das veias, que ajudam a vencer a força da gravidade e o átrio direito, que também gera uma força ou pressão negativa, sugando o sangue na direção do coração.

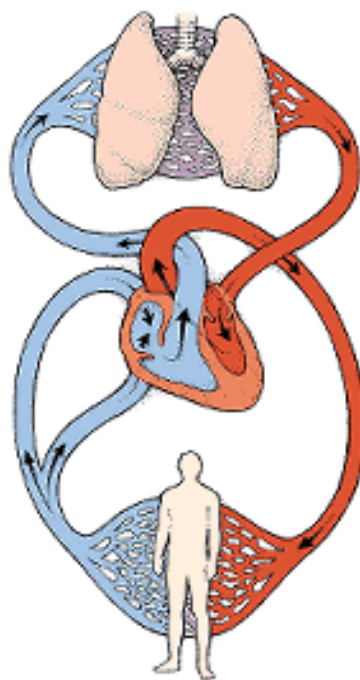


Figura 14: Sistema Circulatório

Fonte: <http://www.afh.bio.br>

As circulações são divididas em: Grande circulação ou circulação sistêmica, que é o movimento do sangue que sai pela aorta e retorna pelas veias cava inferior e cava superior de volta ao átrio esquerdo; Pequena circulação ou circulação pulmonar que é o movimento do sangue que sai do ventrículo direito através da artéria pulmonar, passando pelos capilares pulmonares (*local onde o sangue entra em contato com o leito alveolar e é oxigenado*) e, depois de oxigenado, retorna para o átrio esquerdo através das veias pulmonares, seguindo para o ventrículo esquerdo e a grande circulação; Terceira circulação ou circulação coronariana é o movimento do sangue a partir dos seios coronarianos localizados na raiz da aorta, que dão origem à artéria coronária direita, que irriga o miocárdio e, após, o sistema venoso coronariano trás de volta o sangue para o átrio direito.

2.6.2. Sistema Respiratório

A função da respiração é essencial à manutenção da vida e pode ser definida, de um modo simplificado, como uma troca de gases entre as células do organismo e a atmosfera. Embora viva imerso em gases, o organismo humano precisa de mecanismos especiais do sistema respiratório, para isolar o oxigênio do ar e difundi-lo no sangue e, ao mesmo tempo, remover o dióxido de carbono do sangue para eliminação na atmosfera.

O sistema respiratório pode ser representado, simplificadamente, por uma membrana com enorme superfície em que, de um lado existe o ar atmosférico e do outro lado o sangue venoso. Através desta membrana é que ocorrem as trocas gasosas.

A entrada de ar para o pulmão passa pelo nariz, que realiza três funções distintas nas cavidades nasais: Aquecer o ar pela superfície dos cornetos e septo, que tem a área de cerca de 160 cm²; Umedecer o ar quase por completo, mesmo antes de passar além do nariz; Filtrar o ar. Essas funções, em conjunto, denominam-se condicionamento do ar das vias respiratórias superiores.

Os pulmões (figura 15) estão localizados na caixa torácica à direita e à esquerda do mediastino, ocupado pelo coração, grandes vasos, traquéia, timo esôfago e troncos nervosos. Os pulmões não são perfeitamente iguais. O pulmão direito é maior e é dividido por duas incisuras em três partes chamadas lobos: o lobo superior, o lobo médio e o lobo inferior. O pulmão esquerdo apresenta apenas uma incisura, formando dois lobos, um superior e outro inferior. Na face interna de cada pulmão existe o hilo pulmonar, através do qual

penetram os brônquios e as artérias pulmonares e emergem as veias pulmonares. O ar chega aos pulmões através das fossas nasais ou da boca e sucessivamente, atravessa a faringe, a laringe, a traquéia e os brônquios, que se ramificam, penetrando nos pulmões. Externamente, cada pulmão é revestido por uma membrana transparente, a pleura, formada, na verdade por dois folhetos, separados por um espaço virtualmente nulo.

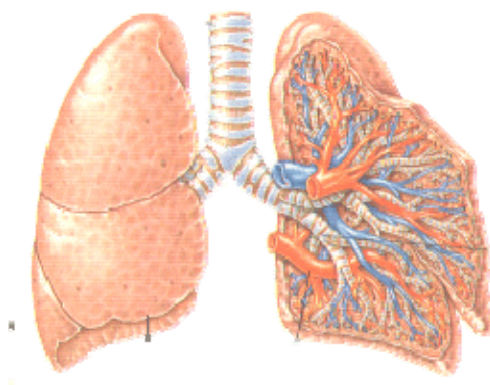


Figura 15: Pulmão Humano, com vista em corte do alvéolo esquerdo

Fonte: <http://www.interpeques.com>

Os brônquios se ramificam à partir do hilo e cada ramo penetra num lobo. No interior do lobo os brônquios voltam a se ramificar, estabelecendo ligações com os diversos segmentos que compõem cada lobo. Dentro deles, os ramos brônquicos, já chamados de bronquíolos, continuam a se ramificar até formarem os diminutos bronquíolos respiratórios, dos quais provém os condutos alveolares (Fig. 15). Estes se abrem em dilatações chamadas sáculos alveolares formados pelos alvéolos pulmonares, local onde se processa a oxigenação e a eliminação do dióxido de carbono do sangue. Chama-se de ácinos, a estrutura em forma de cachos de uvas, conjuntos de condutos, sáculos e alvéolos. Essas estruturas são sustentadas por fina trama de fibras

musculares e envoltas por vasos capilares. A função respiratória se processa mediante três atividades distintas, mas coordenadas: a ventilação, através da qual o ar da atmosfera chega aos alvéolos; a perfusão, processo pelo qual o sangue venoso procedente do coração chega aos capilares dos alvéolos, e a difusão, processo em que o oxigênio do ar contido nos alvéolos passa para o sangue ao mesmo tempo em que o gás carbônico contido no sangue passa para os alvéolos.

A troca de moléculas gasosas se processa através da parede alveolar, do líquido intersticial contido nos espaços entre alvéolos e capilares, da parede do capilar, do plasma sanguíneo e da membrana dos glóbulos vermelhos. Os alvéolos são pequenas bolsas agrupadas em torno dos bronquíolos respiratórios, cuja forma e distribuição lembram uma colméia (Fig. 16).

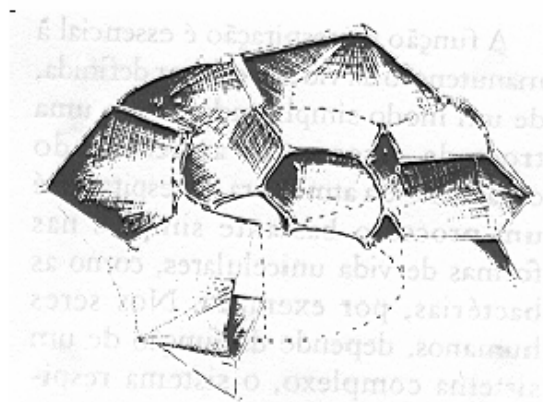


Figura 16: Esquema que demonstra a disposição dos alvéolos em torno dos bronquíolos respiratórios.

Fonte: <http://www.interpeques.com>

Graças à esta disposição, uma enorme superfície pode ocupar um volume comparativamente pequeno, à semelhança da distribuição da rede capilar.

Assim, o alvéolo, a unidade funcional para a respiração, constitui-se de uma bolsa de tecido pulmonar, contendo ar e envolvida por capilares. Separando o ar do sangue existe, portanto, uma “parede”, constituída pela membrana do alvéolo e pela membrana do capilar. Esta parede é chamada membrana alvéolo-capilar e as trocas gasosas se fazem através dela pelo processo de difusão. Através da membrana alvéolo-capilar, o sangue recebe o oxigênio, cede o gás carbônico e prossegue pela outra extremidade do capilar em direção às vênulas e veias pulmonares onde, já oxigenado, vai ao átrio esquerdo e ventrículo esquerdo, para ser bombeado por todo o organismo.

O sangue que chega aos capilares pulmonares pelos ramos da artéria pulmonar destina-se, exclusivamente, às trocas gasosas. A nutrição do tecido pulmonar, à semelhança dos demais órgãos, é feita por um sistema arterial independente, originado das artérias brônquicas. A circulação brônquica supre o parênquima pulmonar com oxigênio para a sua nutrição. Cerca de 1/3 do sangue da circulação venosa brônquica retorna ao átrio direito pelas veias ázigos, hemiázigos e ramos intercostais. Os 2/3 restantes drenam na circulação pulmonar e retornam ao átrio esquerdo. Esta pequena mistura venosa é chamada de *shunt* verdadeiro.

A camada de sangue que se distribui pelos capilares pulmonares é extraordinariamente fina, da espessura de apenas uma hemácia. A troca gasosa é, portanto, muito rápida, durando em média 0,5s. O ar inspirado, que contém apenas 21% de oxigênio, cede-o às hemácias quase instantaneamente. A enorme superfície disponível para as trocas gasosas permite que em um minuto o organismo possa captar cerca de 250 mL de oxigênio e eliminar 200 mL de gás carbônico.

Os pulmões têm capacidade suficiente para oxigenar até 30L de sangue venoso por minuto, se necessário, para suprir o organismo. Como, em condições normais, apenas 4 a 5 L/min atravessam o coração, verificamos a grande reserva do pulmão humano para as condições de exercício físico.

Nenhum sistema de oxigenação artificial até hoje construído tem idêntica capacidade de oxigenação ou reserva. Entretanto, como as necessidades de oxigênio durante a cirurgia equivalem às do indivíduo em repouso absoluto, os oxigenadores são capazes de supri-las integralmente.

2.7. Morte Súbita (MS)

MS é a principal causa de óbito na Europa. Cerca de 700.000 pessoas morrem ao ano em condição extra-hospitalar e/ou em serviços de emergência (HANDLEY A., et al. 2005). A maioria das vítimas de morte súbita apresenta fibrilação ventricular em algum momento de sua PCR. Existem evidências demonstrando que o sucesso no atendimento da PCR é maior quando a desfibrilação ocorre dentro dos primeiros 5min. Considerando que o tempo necessário desde o chamado até a chegada do socorro é maior que 5min, é importante que existam pessoas no local treinadas para o atendimento à PCR e com recursos para a utilização de desfibriladores externos automáticos (DEA).

A RCP é importante antes e depois da desfibrilação. Quanto mais precoce se estabelecer a RCP, melhores as chances de sucesso e, após a desfibrilação, restabelecer a RCP é importante para manter o fluxo sanguíneo coronariano e cerebral, pois muitas vítimas apresentam assistolia por vários

minutos após o choque e as manobras de RCP podem converter estes ritmos em ritmos de perfusão.

Mortes em adultos podem ser decorrentes de mecanismos diferentes da morte súbita, por exemplo, nos casos de asfixia ou *overdose* de drogas. Nestes casos a importância da RCP também é comprovada (Handley A., et al. 2005).

2.8. Reanimação Cardiorespiratória

A importância de ações programadas em relação ao atendimento da PCR, baseadas no tempo de desencadeamento, gerou a criação de uma figura para ilustrar estas ações e sua interdependência para o sucesso da RCP (figura 17). Esta figura chama-se de Corrente da Sobrevivência, cujos elos são descritos abaixo:

- a) Acesso precoce – reconhecimento precoce da emergência e acionamento do serviço médico de emergência, local ou remoto (fone de chamada).
- b) RCP precoce – deve ser realizada por quem testemunhou o evento. A imediata RCP pode dobrar e até triplicar as chances de sobrevivência.
- c) Desfibrilação precoce – RCP + desfibrilação dentro dos 3 a 5 minutos decorridos do início do quadro (PCR) podem gerar taxas de sobrevivência altas como 49 a 75%.
- d) Suporte Cardíaco Avançado à Vida (Advanced Cardiac Life Support, ACLS) precoce – dando sequência aos cuidados em pós-RCP.



Figura 17: Corrente da Sobrevivência

Fonte: *Circulation*. (2005. p. 22)

O conceito de BLS inclui o reconhecimento de uma parada cardiorrespiratória, acidente vascular encefálico e de obstrução das vias aéreas por corpo estranho; realização da RCP; e desfibrilação com DEA. A pessoa que testemunhar a ocorrência deve estar habilitada a proceder os 3 elos iniciais da corrente da sobrevivência (HANDLEY A. et al. 2005).

2.8.1. BLS

A aplicação do BLS ocorre seguindo os seguintes passos: (HANDLEY A. et al. 2005).

- Verifique se a vítima está desacordada;
- Balance gentilmente os ombros e tente chamar a vítima em um tom de voz alto;
- Se ele responder, deixe a vítima na posição que a encontrou, e pergunte o que há de errado. Se não responder, vire a vítima com o tórax para cima, abra as vias aéreas inclinando cuidadosamente a cabeça para trás;

- Mantendo as vias aéreas abertas, verifique se há respiração por movimento de ar saindo da boca ou nariz, ou pelo movimento do tórax;
- Se ele estiver respirando, vire-o de lado e chame socorro; Se não estiver respirando chame por socorro e prepare-se para realizar a MCE;
- Encontre a parte central do esterno (Estando de joelhos à esquerda da vítima, posicionando o dedo mínimo da mão direita alinhado com o mamilo, apoiando a parte inferior da mão sobre o esterno);
- Coloque a mão esquerda acima da mão direita;
- Entrelace os dedos de ambas as mãos, exercendo uma leve suspensão dos dedos, para que não haja pressão sobre as costelas;
- Posicione-se verticalmente acima da vítima, comprimindo o tórax entre 40 e 50 mm, a uma taxa de pelo menos 100 compressões/min. Segundo cálculos matemáticos, a proporção de 30 compressões para 2 ventilações possibilita a melhor relação de fluxo de sangue por ventilação. As compressões devem iniciar-se o mais rapidamente possível, para evitar danos cerebrais irreversíveis;
- Pare as compressões somente se a vítima se recuperar ou para utilizar o DEA.

2.8.2. ACLS

A utilização do ACLS ocorre após a aplicação do BLS, com a chegada de uma equipe de socorro equipada e treinada, e é dividida em dois procedimentos de socorro. O primeiro é efetuado quando ocorre fibrilação ou taquicardia ventricular, não havendo atividade elétrica no coração, ou essa sendo muito fraca, causando a ineficiência do coração de bombear sangue. O

segundo caso ocorre quando há atividade elétrica no coração, mas este não bombeia sangue devido a uma atividade muscular desordenada. Em ambos os casos é mantido a RCP na proporção de 30:2, mas no primeiro caso é utilizado o DEA intercalado com as compressões. No segundo caso não é necessário o DEA, pois há atividade elétrica no coração, mesmo que este não esteja bombeando sangue (HANDLEY A. et al. 2005).

Em paralelo com a RCP e a utilização do DEA, são conferidos os seguintes itens:

- Correção de causas reversíveis, conhecido como 4H's (Hipóxia, hipovolemia, hipo/hiper kaliemia, hipotermia) e 4T's (Pneumotórax hipertensivo, tamponamento cardíaco, tromboembolismo pulmonar, toxinas);
- Checagem da posição e contato dos eletrodos do eletrocardiograma;
- Verificação do acesso intravenoso e da oxigenação da vítima;
- Administração de Adrenalina a cada 3 a 5 minutos
- Se a vítima não estiver respondendo, considerar administração de Amiodarone, Atropina, Magnésio ou Bicarbonato.

2.9. Reanimação Cardiopulmonar Extraterrestre

Durante o procedimento de MCE, é necessário uma força de aproximadamente 95,4N/cm, para deprimir o tórax entre 4 e 5cm (TSITLIK, E. et al, 1983). Já com a utilização do manequim de treinamento de BLS, a força é de cerca de 83,4N/cm (BAUBIN, M. et al, 1995). Grande parte dessa força empregada é obtida pelo peso do corpo do socorrista, devido à posição utilizada para realização de compressão torácica.

Em hipogravidade ou microgravidade, a redução ou ausência do peso do socorrista, obriga o desenvolvimento de novos métodos ou técnicas para que o procedimento seja efetuado de forma eficiente.

Até este momento, a situação mais estudada era em microgravidade, devido às estações espaciais (anteriormente a MIR, agora a ISS), e a ao fato de não haver, até um passado próximo, plano para a volta das viagens tripuladas a corpos celestes. Com isso, estão sendo estudadas técnicas que compensam a redução ou ausência de peso do socorrista, tentando encontrar métodos que permitam a MCE e a ventilação boca-a-boca.

Algumas técnicas treinadas pela NASA em vôos parabólicos são: (1) a manobra de *Heimlich* (Abraçando a vítima pelas costas, realizando a MCE pela compressão do externo) (figura 18a); (2) Compressão Abdominal (este método resulta em fluxo de 1,31L/min e 25mmHg de pressão sistêmica de perfusão (Babbs,C.F.,2002) sendo muito mais fácil de realizar, pois a força necessária para compressão é menor e o peso do socorrista, mesmo reduzido, pode ser suficiente); (3) o Método do Salto (O socorrista aplica a força do próprio corpo, saltando de uma certa altura sobre o tórax da vítima, pois mesmo com peso reduzido, é gerada energia cinética pelo movimento, sendo a força aplicada pelos pés ou pelas mãos na vítima) (BILLICA, R. 1990); (4) o método de *Hand Stand*, onde o socorrista posiciona-se acima da vítima, com as mãos apoiadas em seu tórax, e as pernas apoiadas no teto, utilizando assim a força das pernas para comprimir o tórax da vítima (JAY, GD., et al, 2003) (Figura 18b). As principais desvantagens das técnicas utilizadas pela NASA são a necessidade da utilização de equipamentos (Figura 18c) e/ou a fixação da

vítima ao solo(Figura 18d) para a realização da RCP, o que aumenta o tempo para o início do BLS.



a



b



c



d

Figura 18: Método treinados pela NASA para realização de CPR em microgravidade

Fonte: <http://www.nasa.gov>

Visando ao desenvolvimento uma técnica mais eficiente, o Laboratório de Microgravidade - PUCRS, juntamente com o King's College London, criou uma nova técnica de RCP em microgravidade, chamado de Evetts-Russomano. Os resultados obtidos por este método demonstraram que a profundidade de compressão (PC) foi de $43,6 \pm 0,6$ mm em gravidade terrestre (Controle a $1G_z$) e de $41,3 \pm 1,0$ mm durante a microgravidade ($p > 0,05$). No entanto, a variação

entre os valores máximos e mínimos de compressão torácica foram menores a $1G_z$ (40,4mm a 47,1mm) do que nos vôos parabólicos (27,6mm a 51,2mm). A frequência de compressão (FrC) torácica por minuto foi de $97,1 \pm 3,0$ e $80,2 \pm 3,4$ ($p < 0,05$), para $1G_z$ e na microgravidade, respectivamente. Isso demonstrou a dificuldade em realizar RCP em microgravidade (Figura 19), e a necessidade de estudos continuados sobre o assunto (RUSSOMANO, T. et al. 2005). Antes, o método E-R foi comparado com algumas propostas da NASA citados anteriormente, conforme a tabela 2.

Tabela 2: Comparação de três métodos de RCP em microgravidade

	E-R	Hand Stand	<i>Heimlich</i>	Recomendado
PC (mm)	$41,3 \pm 1,0$	$40,1 \pm 0,5$	$36,8 \pm 0,6$	40-50
FrC (comp/min)	$80,2 \pm 3,4$	$98,3 \pm 6,3$	$89,3 \pm 4,1$	>100
Volume de Ar (mL)	491 ± 50	-	-	400-600



Figura 19: Procedimento de RCP em Microgravidade

Fonte: <http://www.esa.int>

Em Hipogravidade, no entanto, nenhum estudo foi feito sobre como a RCP será realizada na gravidade reduzida dos corpos celestes. Devido à alta prioridade do treinamento em BLS como preparação para essas missões, é de extrema importância saber como a RCP será exercida nestes ambientes, e então propor novos métodos para treinamento dos astronautas. As gravidades da Lua ($1,62 \text{ m/s}^2$) e Marte ($3,71 \text{ m/s}^2$) apresentam novos desafios nunca estudados antes, pois não se sabe se os métodos de RCP desenvolvidos para microgravidade e para a gravidade terrestre serão eficientes em ambientes de hipogravidade.

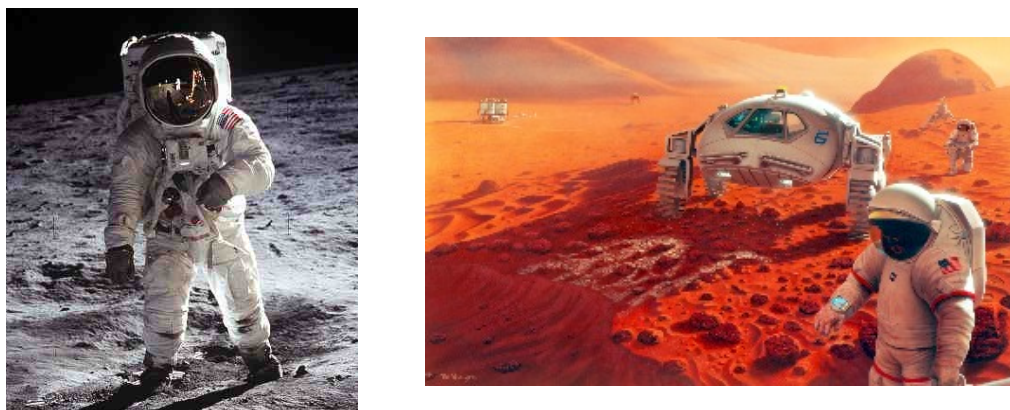


Figura 20: Missão a Lua e uma possível missão a Marte

Fonte: <http://www.nasa.gov>

3. Materiais

Neste capítulo será apresentado a relação de equipamentos adquiridos e desenvolvidos neste trabalho

3.1. Equipamentos Adquiridos

3.1.1. Placa de Aquisição de Dados

A placa de aquisição de dados fabricado pela DataQ Instruments possui um conversor A/D com precisão de 10 Bits e uma taxa de aquisição de até 14400 amostras/s (Figura 21). Esta placa possui 8 canais analógicos e 5 canais digitais.



Figura 21: Hardware de aquisição de dados DataQ

Fonte: <http://www.dataq.com>

Fornecido junto com a placa de aquisição, o software de aquisição de dados WinDaQ (figura 22) permite salvar no computador os dados adquiridos pela mesma, facilitando a análise posteriormente. Permite gravar até 240 canais, e mostrar 32 canais simultaneamente.

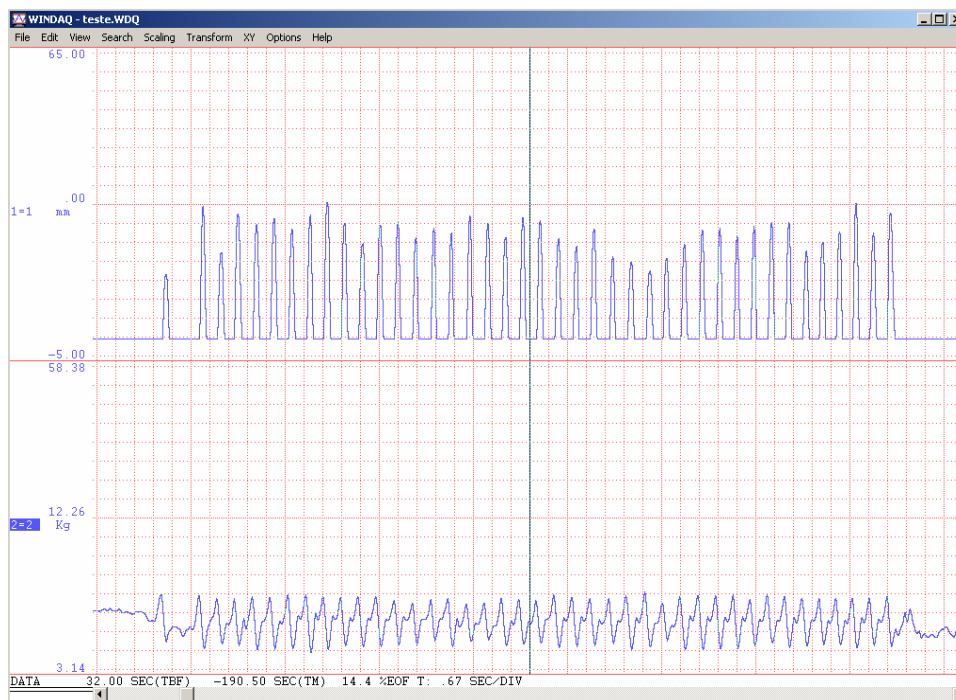


Figura 22: Software WinDaQ

Fonte: Autor (2006)

3.1.1.1. Calibração

O software WindaQ permite relacionar as variações de tensão adquiridas pelo DataQ em qualquer unidade. Neste estudo foram utilizados kilograma, milímetros e graus. Para isso, foi necessário primeiramente aferir a linearidade do equipamento utilizado (Eletrogoniômetro, Célula de Carga). O WindaQ possui dois menus chamados *Set Low Calibration*, para ajustar o valor mínimo, e *Set High Calibration*, para ajustar o valor máximo. Com esses dois valores ajustados, o software assume que a variação dentro destes valores é linear. Esses valores são setados de acordo com a unidade desejada, pois neste momento o WinDaQ faz a relação entre a unidade desejada e a diferença de potencial medida.

3.1.2. Eletromiógrafo

O eletromiógrafo utilizado foi o MyoSystem 1400, da Noraxon USA, o qual possui até 16 canais de captura, divididos em 4 entradas. Apresenta 3 conexões de saída, sendo USB, RS232 e mais saídas analógicas diretas, para conexão em uma placa de aquisição de dados. Inclui o software para aquisição de miografia MyoResearch V.2.11, também fabricado pela Noraxon Inc. USA.

3.1.2.1. Calibração

Para a calibração do eletromiógrafo, foi solicitado ao voluntário para empregar a máxima força no músculo que estava sendo analisado. De acordo com o músculo, era então analisado o exercício que mais se assemelharia com o movimento executado durante a coleta, fixando então a barra de exercício e gravando com o eletromiógrafo o que seria o estímulo elétrico máximo deste músculo. A partir desse valor, os valores coletados com o eletromiógrafo seriam analisados e comparados com esse valor máximo, relacionando percentualmente o esforço empregado com a amplitude máxima coletada.

3.1.3. Manequim de Treinamento de Suporte Básico de Vida

A *Resusci Anne Manikin (Laerdal®)* é um manequim que simula o corpo humano de um adulto, para treinamento das técnicas de suporte básico de vida (Figura 23). O manequim permite o treinamento tanto de profissionais da saúde, como de voluntários comuns.



Figura 23: Manequim de treinamento de BLS

Fonte: <http://www.laerdal.com>

3.1.4. Medidas Antropométricas

Para as medidas antropométricas foram utilizadas uma balança digital para determinação da massa e uma fita métrica para medição de altura. Esses dados são importantes para o cálculo do valor do contrapeso a ser utilizado, além de permitir determinar o cálculo do Índice de Massa Corporal, o qual pode ser expresso pela equação 8.

$$IMS = \frac{Peso}{Altura \times Altura} \quad (8)$$

3.1.5. Escala de Fadiga Física

A escala de fadiga foi adaptada da Escala de Fadiga Piper (EFP), e visa quantificar o grau de fadiga do voluntário (tabela 3) (PIPER, B.G. et al. 1989).

Tabela 3: Escala de Fadiga

Valor	Grau de fadiga
0	Não está cansado
1	Levemente cansado
2	Moderadamente cansado
3	Extremamente cansado

3.1.6. Célula de Carga Kratos ®

Célula de carga tipo S, para medição de forças no sentido tração/compressão, como em máquinas universais de ensaios, balanças industriais e dosadoras híbridas (acionamento mecânico atuando na célula de carga) (figura 24). Feita em alumínio anodizado. Possui grau de proteção IP-65 (célula de carga para até 50Kg), norma NBR 6146, classificação C3 (CB-204).



Figura 24: Célula de Carga Kratos

<http://www.kratos.com.br>

3.2. Equipamentos Desenvolvidos

3.2.1. Equipamento de Suspensão Corporal

Equipamento desenvolvido para a redução do peso corporal, pela utilização de contra-pesos, conectados ao socorrista através de um cabo de aço (Figura 25a). O equipamento foi construído com tubos de aço de 60mm x 30mm, com espessura de parede de 1,5mm.

O socorrista utiliza uma cadeira de suspensão, que se constitui de um cinto de segurança modelo paraquedista, com apoios nas pernas, cintura e tórax. O apoio das pernas conta com duas almofadas desenvolvidas para melhorar o conforto durante a utilização.

O sistema de contra pesos (figura 25b) consiste em 20 barras de aço de 5Kg cada, unidas por duas hastes-guia, permitindo o acréscimo de anilhas de 1Kg, 2Kg e 3 Kg. As barras são ligadas à célula de carga através de um cabo de aço, que passa por duas polias. Esse sistema é então conectado à cadeira de suspensão por um mosquetão (gancho de fixação utilizado em montanhismo).



a



b

Figura 25: Equipamento de suspensão corporal, e em destaque o sistema de contrapesos

Fonte: Autor (2006)

3.2.1.1. Cálculo da Redução de Peso Corporal

Para o cálculo da redução de peso, foi feita uma revisão bibliográfica sobre a relação do peso de partes do corpo com o peso total do corpo humano (Hay, J., 1993). Com isso, foi utilizada então as proporções de massa de cabeça e pescoço (6,94% da massa total), membros superiores (9,86%) e tórax (43,44%), (Figura 26) visto que, como as pernas ficam apoiadas no chão durante a MCE, a sua massa não influenciaria na redução total do peso corporal. Para o cálculo da massa proporcional (M_p), foi multiplicado o valor da massa do voluntário pelo percentual de massa da parte superior do corpo (60,24%) (Equação 9). Para o cálculo do contrapeso (C_p), foi relacionado o peso do voluntário em hipogravidade com o seu peso em Terra, subtraindo este do valor de M_p , e obtendo assim o valor do contrapeso a ser utilizado (Equação 10).

$$M_p = MassaTotal * \%daMassa \quad (9)$$

$$C_p = M_p - \frac{M_p * GLua}{GTerra} \quad (10)$$

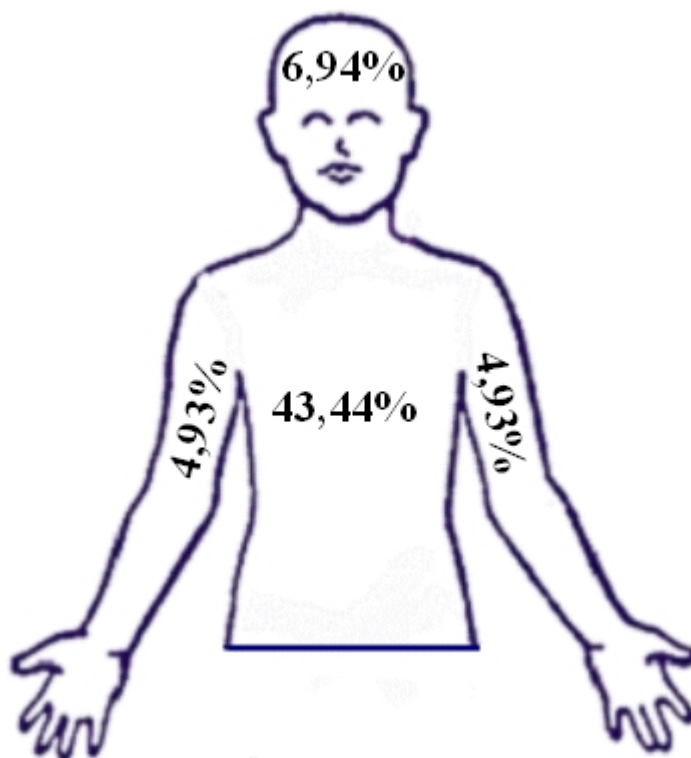


Figura 26: Proporção de cabeça, pescoço, membros superiores e tórax

Fonte: Autor (2006)

3.2.2. Eletrogoniômetro

O eletrogoniômetro é utilizado para medir a flexão de cotovelo (Figura 27) e joelho. Consiste de duas barras de alumínio de 200mm x 20mm x 8mm, cobertas com EVA, ligadas por um potenciômetro de 10K Ω . A calibração é feita anteriormente a cada experimento, anexando um goniômetro manual. São, então, gravados os valores de tensão correspondentes aos ângulos de 0° e 90°, determinando desta forma a escala.

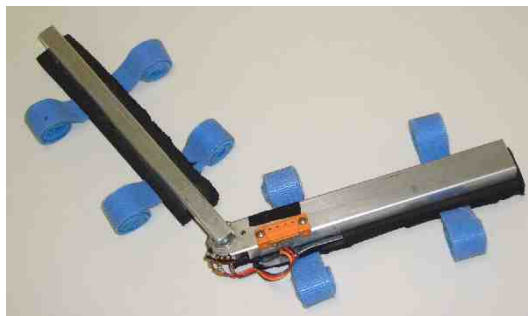


Figura 27: Eletrogoniômetro

Fonte: Autor (2006)

3.2.2.1. Calibração

O procedimento de calibração adotado para o eletrogoniômetro teve base no procedimento determinado por GURGEL (2004), que consiste no acoplamento do eletrogoniômetro a um goniômetro manual de modo que os eixos de movimento dos instrumentos fiquem sobrepostos. Os valores do eletrogoniômetro (tensão medida em volts) foram coletados para cada variação de cinco graus da escala (de 0° a 180°) do goniômetro manual e, posteriormente, tratados estatisticamente em software. A função escolhida foi a de regressão linear.

O gráfico 01 e a tabela 4 ilustram os resultados do teste de calibração e linearidade dos eletrogoniômetros utilizados neste estudo.

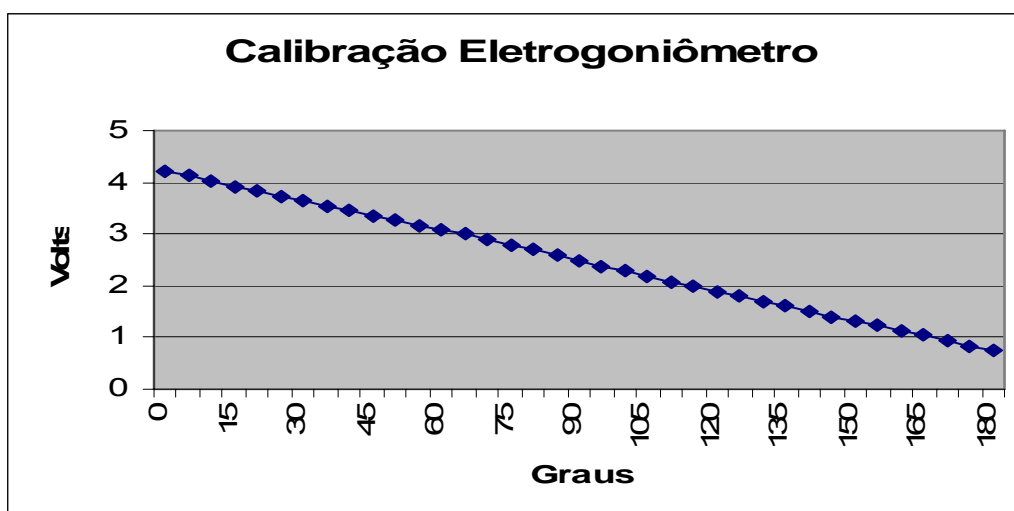


Gráfico 1: Análise de linearidade de angulação

Fonte: Autor (2006)

Tabela 4: Teste de regressão linear da calibração do Eletrogoniômetro para uso no Cotovelo

R	R²	R² ajustado	Erro padrão
1,000	1,000	1,000	0,011611

3.2.3. Sistema de Mensuração da Compressão Torácica

O sistema de mensuração da compressão torácica foi desenvolvido adaptando-se um sistema de engrenagens ao sistema de monitoramento de compressão existente na boneca de reanimação. A esse sistema de engrenagens (Figura 28) adaptou-se um potenciômetro de 150K Ω , sendo aplicado a ele uma tensão de 5V.



Figura 28: Sistema de engrenagens com potenciômetro

Fonte: Autor (2006)

Para visualizar a variação e tensão obtida no potenciômetro, utilizou-se um *bargraph* digital com 20 LED's implementado com a associação de dois integrados LM3914. Cada LM3914 mede metade da faixa de excursão do sinal medido, melhorando a precisão da medida. O acionamento destes 20 LED's corresponde à compressão em 60mm do tórax do manequim (Figura 29). A linha consiste de 6 Led's vermelhos (0 – 25mm), 5 Led's amarelos (26 – 39mm), 5 Led's verdes (40 – 50mm) e mais 4 Led's vermelhos (51 – 60mm).

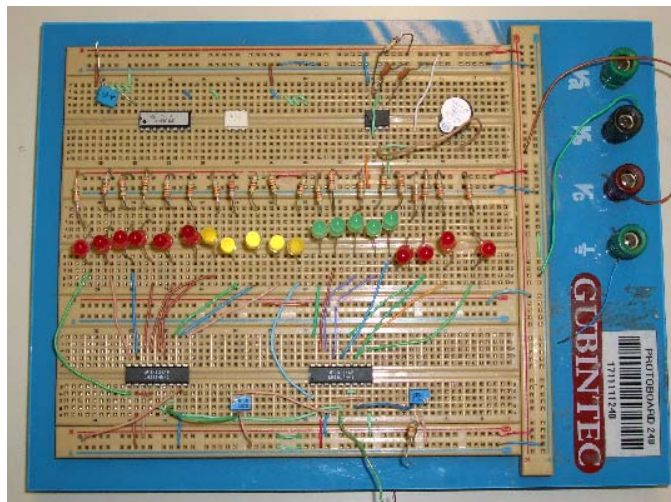


Figura 29: Sistema de mensuração de compressão torácica com sinalizador sonoro

Fonte: Autor (2006)

Além de medir a compressão, foi desenvolvido um metrônomo acionado por um LM555, componente que permite gerar uma onda quadrada de frequência controlada por resistores e capacitores associados ao mesmo. Para indicação de frequência do procedimento de MCE, foi implementado um sinal em uma frequência de 1,66Hz, fornecendo o que corresponde a 100 sinais sonoros por minuto.

3.2.3.1. Calibração

Para o procedimento de calibração da profundidade de compressão, adotou-se como parâmetro um paquímetro analógico, com precisão de 0,05mm. Com isso, foram feitas 5 seqüências de análise, armazenando a tensão de saída do potenciômetro a cada 5mm, e posteriormente, tratados estatisticamente em software (Gráfico 02). A função escolhida foi a de regressão linear (Tabela 5).

A partir desta calibração, foi feito o posicionamento dos LED's (vermelho, amarelo, verde e vermelho novamente), sendo que cada um corresponde a uma compressão de 3mm.

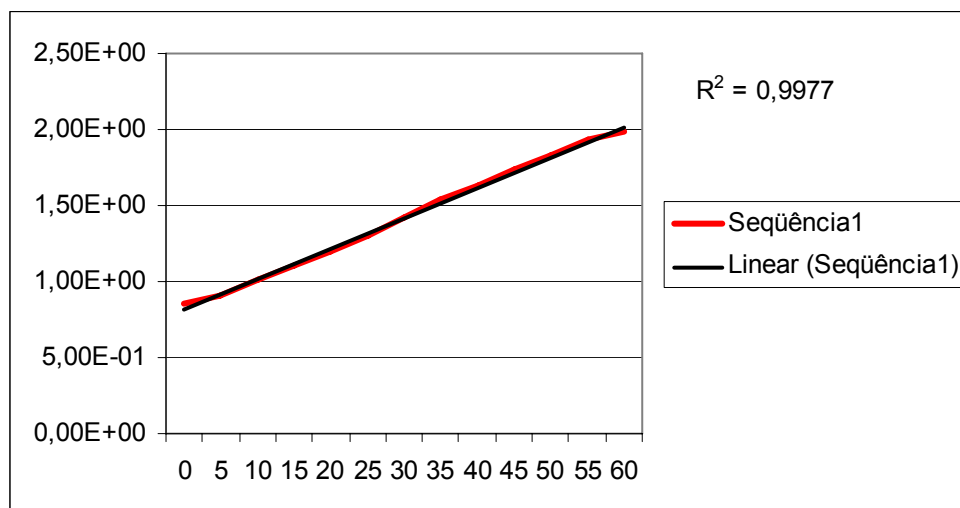


Gráfico 2: Análise de linearidade da compressão

Fonte: Autor (2006)

Tabela 5: Teste de regressão linear da calibração da profundidade de compressão

R	R²	R² ajustado	Erro padrão
0,999	0,998	0,997	0,020

3.2.4. Célula de Carga

A célula de carga é um equipamento largamente utilizado não só na Engenharia, mas também na Educação Física, Fisioterapia, Odontologia, etc. Por ser um equipamento utilizado para medir esforços mecânicos, pode apresentar diversas formas e tamanhos, para as mais variadas cargas (Figura 30). A Célula de carga mede a deformação com a utilização de uma *Ponte de*

Wheatstone, feita a partir da associação de extensômetros colados estrategicamente corpo de prova.

Construído em um tubo de alumínio Al6351 (raio interno de 18mm, raio externo de 32mm, profundidade de 22mm), o corpo de prova permite a medição de compressão de até 150Kg (BECK, J.C.P., 1983).

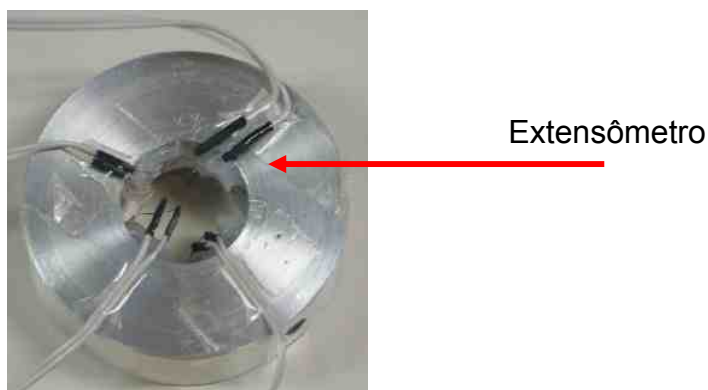


Figura 30: Célula de Carga

Fonte: Autor (2006)

3.2.4.1. Calibração

A célula de carga foi aferida de acordo com o procedimento proposto por Hull e Davis (1981), 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 Filizola®, com precisão de 3 casas decimais. A tabela 6 representa as medidas realizadas

Tabela 6: Massa das Anilhas

Número	Valor Nominal (Kg)	Massa (Kg)
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

É perceptível o fato de que, todas as anilhas apresentaram valores de massa diferentes em relação ao valor nominal. O que reafirma a importância da aferição das massas antes da realização da aferição da célula de carga, pois, sem realizar tal procedimento, pode-se estar incluindo um erro desconhecido no sistema, levando a conclusões inexatas.

A célula de carga foi conectada a suspensão corporal por um cabo de aço de 5mm, através de um parafuso. Na outra extremidade, um cabo de aço de 1mm passa pelo outro parafuso, fixando o cesto onde serão depositados os pesos, a fim de fazer a aferição (Figura 31).



Figura 31: Calibração da Célula de Carga Desenvolvida

Fonte: Autor (2006)

Com isso, foram aplicadas as cargas, sendo os dados de saída da célula de carga medidos com a placa de aquisição DataQ e pelo software WinDaQ. O protocolo de aplicação das cargas consistiu na manutenção destas durante 15s cada. Após esse intervalo de tempo, era adicionada a anilha seguinte até que todas as seis estivessem no cesto. Em seguida, foi realizado o mesmo protocolo para descarga.

Os dados adquiridos pelo sistema foram, inicialmente, processados no software WinDaq. Os dados brutos apresentaram um padrão característico de carga e descarga, formando degraus (Gráfico 03).

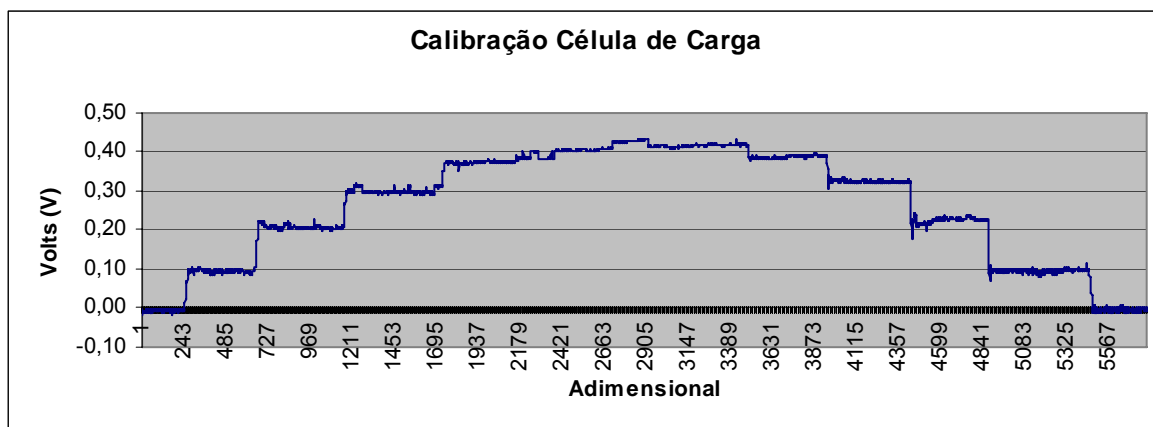


Gráfico 3: Calibração da Célula de Carga

Fonte: Autor (2006)

Para comparação de linearidade, foi feito o mesmo procedimento com a célula de carga Kratos®.

Depois de realizado o procedimento de calibração, elaborou-se uma tabela (tabela 7) relacionando os valores de tensão medidos com a massa pesada.

Tabela 7: Referência da massa com a tensão da célula de carga

Massa (Kg)	Célula de Carga (V)
0	0,037
2,04	0,202
4,945	0,423
9,035	0,786
13,665	1,118
19,97	1,621
26,485	2,145
19,97	1,629
13,665	1,137
9,035	0,762
4,945	0,430
2,04	0,200

Com esses dados, foram calculados os índices de regressão linear (Tabela 8) e linearidade (Tabela 9) e para comparação, os mesmos testes foram feitos com a célula de carga Kratos®, que por ser um equipamento de precisão, apresenta um ótimo fator de linearidade.

Tabela 8: Teste de regressão linear

	Célula de Carga Desenvolvida	Célula de Carga Kratos®
R	0,9999	0,9994
R²	0,9997	0,9987
R² ajustado	0,9997	0,9985
Erro padrão	0,0141	0,0402

Tabela 9: Teste de Linearidade

		Célula de Carga Desenvolvida	Célula de Carga Kratos®
Carga	R²	0,9666	0,9705
Descarga		0,9657	0,9802

Os dados complementares e tabelas de dados encontram-se no anexo 8.1.

3.2.5. Sistema de Imobilização de Articulação do Cotovelo

Para a imobilização da articulação do cotovelo foi adaptado em uma barra de alumínio, de dimensões 25,4mm x 12,7mm x 350mm, uma cobertura de EVA com as mesmas dimensões, para proteger o braço. A essa cobertura

foram fixadas quatro tiras de velcro, para permitir posicionar a barra ao braço, impedindo assim o movimento da articulação.

3.2.6. Software de Análise de Dados

Foi desenvolvido um software em Visual Basic (figura 32) para análise dos dados coletados com o DataQ. O Software WinDaQ permite que os dados sejam exportados como um arquivo com extensão .CSV, o qual pode ser editado em uma planilha de cálculo como o Microsoft Excel®.

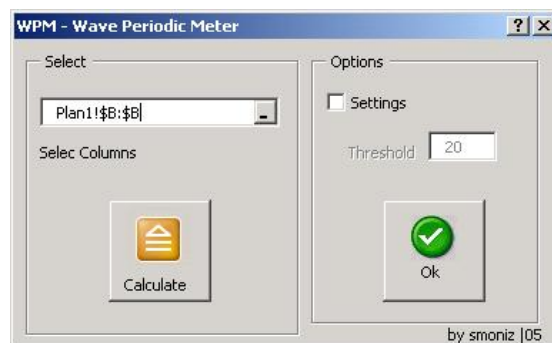


Figura 32: Interface do software para análise dos dados

Fonte: Autor (2006)

O software feito analisa os dados e determina os picos de compressão torácica. A partir desse pico, o software analisa os outros canais, para capturar os dados da célula de carga e do eletrogoniômetro. Seguindo a seqüência de picos de compressão, o software analisa até encontrar um período de tempo maior do que 3s entre compressões. Com isso, ele identifica que uma nova seqüência de compressões foi iniciada. Com a compressão inicial e a final, é feita então a contagem de compressões do período, e o tempo entre compressões, para o cálculo da freqüência média de compressões. Os dados do eletrogoniômetro são calculados a partir do pico de compressão torácica. Com o valor desses picos, o programa analisa o canal do eletrogoniômetro,

salvando o maior e o menor valor dentro do intervalo de tempo que a compressão está sendo feita. Para determinar o valor da célula de carga, foi empregado o mesmo algoritmo utilizado para o eletrogoniômetro. O software foi desenvolvido com o auxílio do Engenheiro Samuel Moniz, da Universidade de Porto, Portugal. O algoritmo do software encontra-se no anexo 8.2.

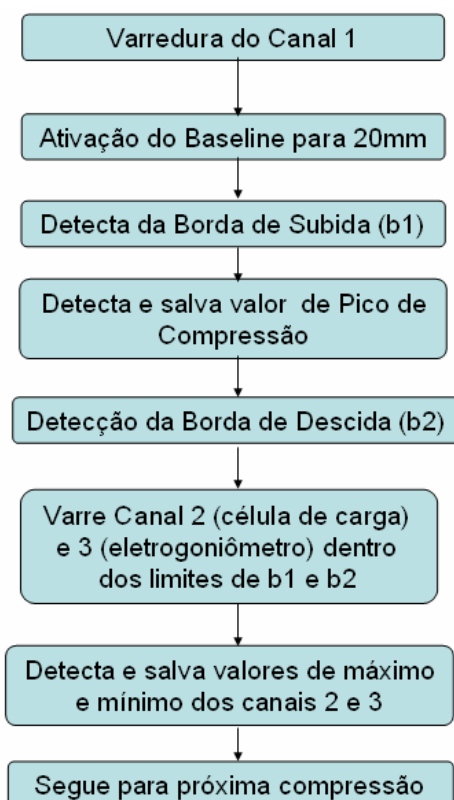


Figura 33: Fluxograma de funcionamento do software

Fonte: Autor (2006)

4. Resultados dos Estudos de Validação do Sistema de Simulação de Hipo e Microgravidade para Avaliação da Massagem Cardíaca Externa

Todos os estudos apresentados nesse capítulo foram submetidos e aprovados pelos Comitês de Ética em Pesquisa e Científico da PUCRS. Anteriormente a cada experimento, foram explicado aos voluntários o protocolo de pesquisa do qual participariam. Todos os voluntários assinaram um Termo de Consentimento, conforme modelo apresentado no anexo 8.3.

A metodologia de BLS empregada em todos os estudos realiza 30 MCE's para um intervalo de 6s referentes às 2 ventilações (30:2), a exceção do referente a avaliação da MCE em hipogravidade simulada, que foi realizada em setembro de 2005, antes, portanto, da mudança dos procedimentos estabelecidos pelo ERC (HANDLEY A. et al. 2000). Neste estudo foi, então, utilizada a relação de 15:2, com o mesmo intervalo de 6s. Em ambos foi determinado o tempo de 3 minutos para a realização de MCE, ou até a exaustão do voluntário.

Para a análise estatística, foram utilizados os testes T e T pareado, considerando o nível de significância de $p \leq 0,05$, além da comparação dos dados pela variância (que é a soma dos quadrados das diferenças entre a média e cada amostra, dividido pelo número de amostras menos 1) (DAWSON-SAUNDERS, B. et al. 1990).

4.1. Massagem Cardíaca Externa Terrestre

4.1.1. Performance de Massagem Cardíaca Externa com Sistema de Treinamento

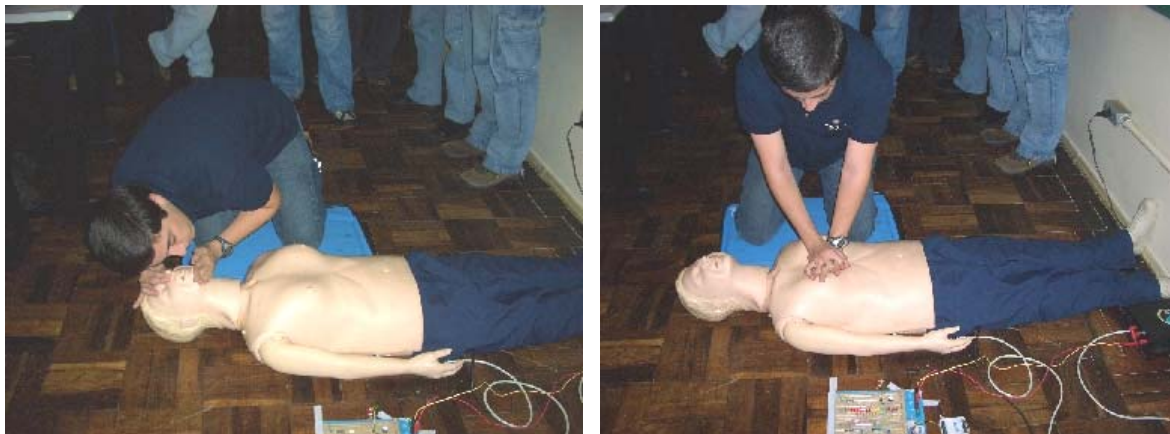


Figura 34: MCE com sistema de treinamento

Fonte: Autor (2006)

4.1.1.1. Objetivos

O objetivo desta pesquisa foi validar o sistema de treinamento como uma ferramenta a ser utilizada no ensino dos procedimentos de RCP, melhorando a performance de MCE do voluntário. O sistema de treinamento é formado pelo sistema de mensuração da compressão torácica e pelo metrômetro.

4.1.1.2. Metodologia

Foram selecionados 28 voluntários homens (altura entre 1,65 e 1,85m), sem treinamento prévio de RCP, divididos em dois grupos com 14 voluntários cada. Um dos grupos (Grupo 01) realizou o procedimento de MCE com o auxílio do sistema de treinamento, e o outro grupo (Grupo 02), sem o sistema.

4.1.1.3. Resultados

Os dados individuais encontram-se no Anexo 8.4.

Tabela 10: Resultados da performance de MCE externa com sistema de treinamento

		Grupo 01	Grupo 02
PC (mm)	Média	45,82	45,11
	DP	2,92	7,05
	Variância	8,53	49,69
FrC (comp/min)	Média	110,82	120,98
	DP	8,78	13,05
	Variância	77,23	170,32

4.1.1.4. Discussão / Conclusão

Com o sistema de treinamento, os voluntários foram hábeis em manter os padrões de profundidade e frequência de compressão torácica, conforme os dados da tabela 10. Sem o sistema de treinamento, as médias dos voluntários referentes a essas variáveis também ficaram dentro do desejado, mas o desvio padrão e a variância obtida demonstram que houve dispersão das amostras, justificando a importância do uso do sistema de treinamento.

Dessa forma, o sistema de treinamento mostrou-se eficaz em orientar o voluntário na profundidade e frequência de compressão torácica a ser seguida, mantendo baixa a dispersão das amostras. Portanto, a partir dos resultados obtidos, o sistema de treinamento foi empregado em todos os estudos subsequentes.

4.2. Performance de Massagem Cardíaca Externa em Simulação de Hipogravidade

Nos estudos subseqüentes, foram utilizados os valores de hipogravidade de Marte (0,38G) e Lua (0,17G). No estudo de Avaliação da MCE, foi criado um planeta fictício, chamado Planeta X (0,7G). Esse planeta foi criado para haver um valor de hipogravidade intermediário entre Terra e Marte, facilitando a relação entre os estudos, conforme especificado no item 2.1.7.



Figura 35: MCE em simulação de hipogravidade

Fonte: Autor (2006)

4.2.1. Avaliação da Massagem Cardíaca Externa

4.2.1.1. Objetivos

O objetivo deste estudo foi avaliar a eficácia do equipamento de suspensão corporal e do sistema de contrapesos como um simulador de hipogravidade. Também foi avaliada uma possível relação de performance entre os 3 valores de hipogravidade simulada e gravidade terrestre.

4.2.1.2. Metodologia

Foram selecionados nove homens (altura entre 1,65 e 1,85m) e nove mulheres (altura entre 1,55 e 1,75m), com idades entre 20 e 40 anos. Todos os voluntários realizaram um treinamento de MCE por 5min em uma data anterior ao início da coleta de dados.

O procedimento era realizado efetuando-se uma fase de controle, com 3min de MCE a 1G, mais 3min de MCE em uma das três situações de hipogravidade simulada (0,7G, 0,38G e 0,17G), as quais foram randomizadas. Para o cálculo do contrapeso e do IMC, é medido o peso e a altura de cada voluntário. Após, foi feita a instrumentação do voluntário, posicionando o cinto de suspensão e o eletrogoniômetro de cotovelo. A profundidade de compressão era controlada pelo voluntário através do sistema de mensuração da compressão, enquanto a frequência era seguida pelo sinalizador sonoro. A frequência cardíaca era medida antes e depois de cada coleta.

4.2.1.3. Resultados

Os dados individuais de cada voluntário encontram-se no Anexo 8.5. Os valores de p da tabela 11 representam a diferença entre homens e mulheres, enquanto nas outras tabelas, a comparação entre controle e o valor de hipogravidade.

Tabela 11: Características dos Voluntários

	Masculino Média ± DP	Feminino Média ± DP	Valor de p
Idade (anos)	24 ± 1,64	26 ± 5,65	0,162
Altura (m)	1,81 ± 0,03	1,65 ± 0,07	0,000
Massa (kg)	74,2 ± 10,58	57,1 ± 6,53	0,000
IMC (Kg/m ²)	23 ± 3,09	21 ± 3,04	0,139

Tabela 12: Profundidade de Compressão (PC) dos voluntários

	Masculino Média ± DP	Feminino Média ± DP
PC Controle (mm)	47,3 ± 0,8	44,6 ± 2,2
PC Planeta X	45,8 ± 2,1	42,0 ± 4,5
Valor de p	0,119	0,095
PC Marte	45,3 ± 1,4	36,2 ± 5,8
Valor de p	0,101	0,018
PC Lua	44,6 ± 1,2	31,1 ± 6,4
Valor de p	0,087	0,000

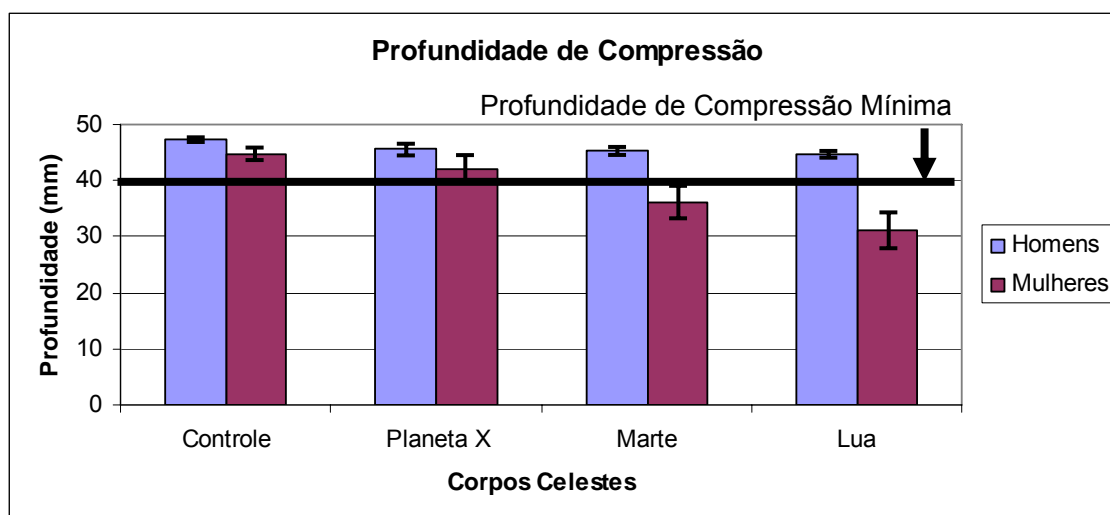


Gráfico 4: Comparação da Profundidade de Compressão

Fonte: Autor (2006)

Tabela 13: Frequência de Compressão (FrC) dos voluntários

	Masculino Média ± DP	Feminino Média ± DP
FrC Controle (comp/min)	105,3 ± 3,1	105,1 ± 2,3
FrC Planeta X	103,8 ± 6,0	104,8 ± 5,1
Valor de p	0,136	0,160
FrC Marte	105,6 ± 4,6	94,3 ± 23,5
Valor de p	0,189	0,053
FrC Lua	105,9 ± 7,1	99,2 ± 11,7
Valor de p	0,196	0,089

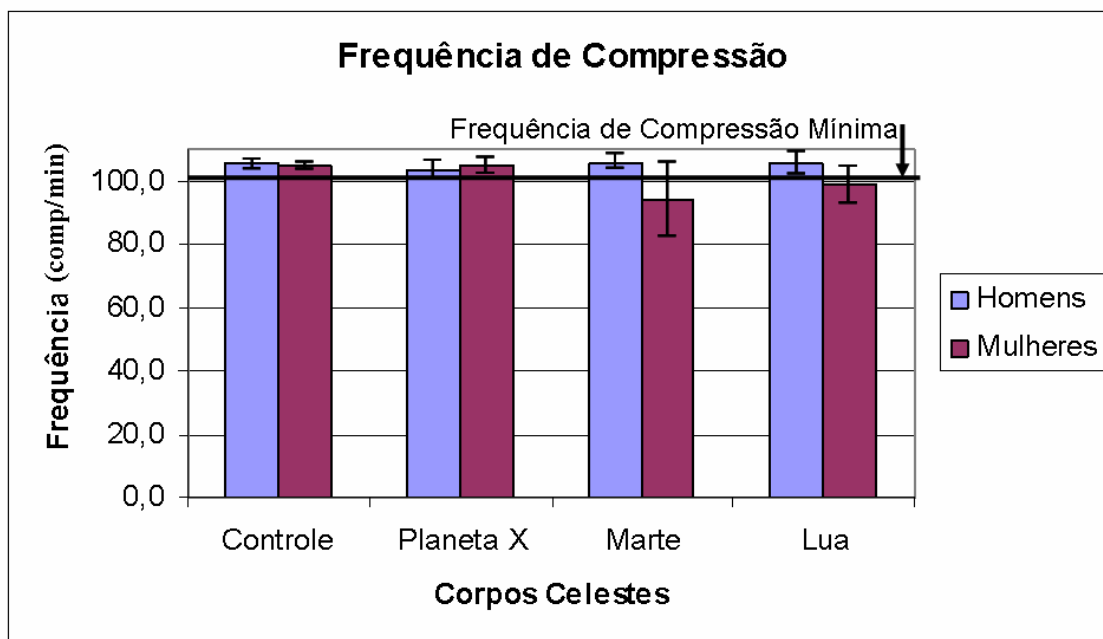


Gráfico 5: Comparação da Frequência de Compressão

Fonte: Autor (2006)

Tabela 14: Frequência Cardíaca (FC) dos voluntários

	Masculino	Feminino
	Média ± DP	Média ± DP
FC em descanso (comp/min)	83 ± 5,49	93 ± 8,94
FC Final Planeta X	99 ± 17,58	124 ± 12,40
Valor de p	0,018	0,000
FC Final Marte	102 ± 13,11	123 ± 8,62
Valor de p	0,002	0,000
FC Final Lua	103 ± 21,61	129 ± 8,49
Valor de p	0,009	0,000

Tabela 15: Angulação de Cotovelo (AC) dos Voluntários

	Masculino	Feminino
	Média ± DP	Média ± DP
AC em Terra (°)	4,22 ± 1,86	4,67 ± 0,87
AC Planeta X (°)	4,78 ± 2,28	8,89 ± 5,01
Valor de p	0,178	0,063
AC Marte (°)	11,33 ± 4,47	18,56 ± 9,84
Valor de p	0,001	0,005
AC Lua (°)	15 ± 5,59	20,67 ± 11,81
Valor de p	0,000	0,002

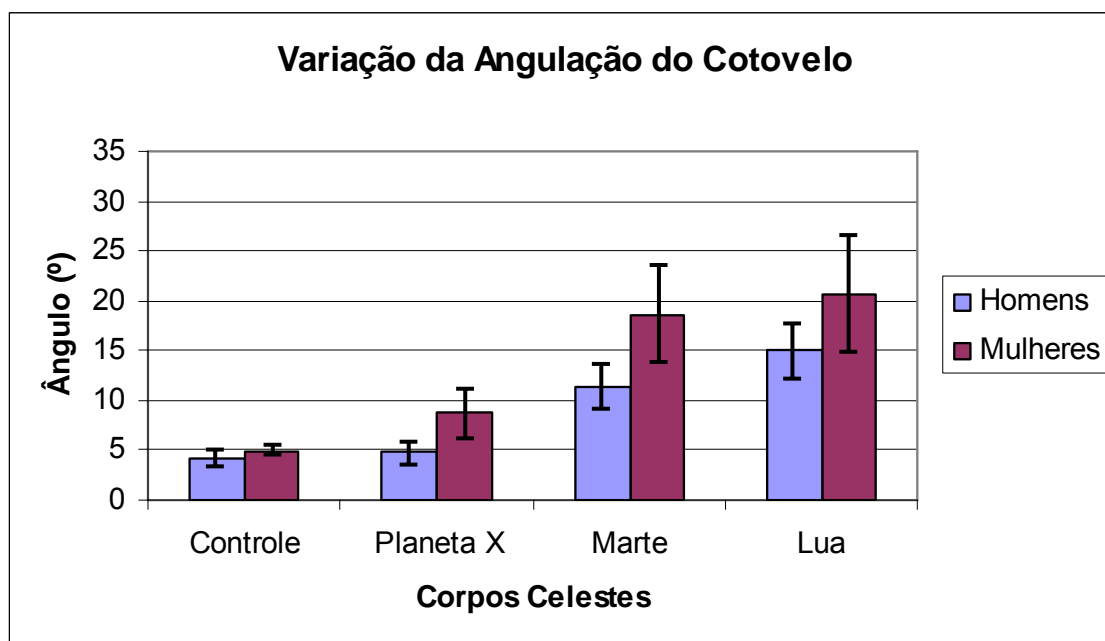


Gráfico 6: Comparação da Variação da Angulação de Cotovelo

Fonte: Autor (2006)

4.2.1.4. Discussão / Conclusão

Os homens foram capazes de manter os padrões estabelecidos de profundidade e frequência de compressão torácica, enquanto as mulheres oscilaram bastante na frequência e profundidade, ficando abaixo dos valores mínimos nas simulações de Marte e Lua.

Acredita-se que a massa corporal foi um dos fatores mais influentes nos resultados, uma vez que os homens sendo mais pesados do que as mulheres, são mais aptos a atingir a profundidade e frequência necessárias. Também foi observado que o índice individual de IMC está dentro da normalidade para ambos os grupos, o que indica que tanto homens quanto mulheres não eram excessivamente gordos nem magros.

Foi observado, ainda, um aumento de angulação de cotovelo durante a RCP para as simulações de Marte e Lua, quando comparados com os valores em Terra. Isso mostra que para manter adequada MCE é necessário o auxílio da força e movimentação de membros superiores, compensando assim a falta de peso dos voluntários.

Todos os voluntários apresentaram um aumento significativo na frequência cardíaca depois de 3 minutos de compressão torácica, mas a maior variação ocorreu no grupo das mulheres.

Foi notado que o esforço para realizar a MCE é muito maior nas simulações de Marte e Lua, como demonstrou a variação da frequência cardíaca dos voluntários, quando comparado com o controle.

Analisando-se os dados deste estudo, concluiu-se que há uma maior dificuldade de manter os valores mínimos de compressão e frequência em

ambientes de hipogravidade. Foi notado o trabalho realizado por flexão e extensão de cotovelo pode compensar a redução de peso.

Extrapolando estes achados para a realização da MCE a 1G, o estudo indicou que socorristas com menor massa corporal e/ou com menos força muscular nos membros superiores, apresentará dificuldades em manter a frequência e a profundidade de compressão torácica necessárias.

4.2.2. Comparação da Performance entre Homens e Mulheres

4.2.2.1. Objetivos

O objetivo deste estudo foi qualificar a performance de homens e mulheres durante 3min MCE em simulação de hipogravidade. Comparam-se a relação entre flexão-extensão de cotovelo e o peso dos voluntários, além de avaliar-se a fadiga para o novo protocolo de BLS indicado pelo ERC.

4.2.2.2. Metodologia

Neste estudo, foram selecionados oito homens e oito mulheres, com os mesmos padrões dos outros estudos. Todos os voluntários realizaram treinamento em MCE.

O procedimento era dividido em 3 coletas (1G, 0,38G e 0,17G), em dias distintos. Era, então, feito o mesmo procedimento do outro estudo, medindo altura e peso do voluntário, posicionando eletrogoniômetro no cotovelo do braço esquerdo, e auxiliando-o a vestir o cinto de suspensão. Era medida a frequência cardíaca antes e depois da coleta, além de solicitar ao voluntário o seu grau de fadiga, de acordo com uma tabela previamente estruturada.

4.2.2.3. Resultados

Os dados individuais de cada voluntário encontram-se no Anexo 8.6.

Tabela 16: Características dos Voluntários

	Masculino Média ± DP	Feminino Média ± DP	Valor de p
Idade (anos)	25 ± 2,85	23 ± 2,45	0,209
Altura (m)	1,80 ± 0,05	1,66 ± 0,05	0,000
Massa (kg)	76 ± 7,27	62,7 ± 6,53	0,002
IMC (Kg/m ²)	23 ± 1,68	23 ± 1,84	0,445

Tabela 17: Profundidade de Compressão (PC) dos voluntários

	Masculino Média ± DP	Feminino Média ± DP
PC Controle (mm)	45,1 ± 2,7	46,2 ± 4
Valor de p	0,534	
PC Marte	43,8 ± 1,6	34,9 ± 6,3
Valor de p	0,002	
PC Lua	44,8 ± 3,2	32,4 ± 5,3
Valor de p	0,000	

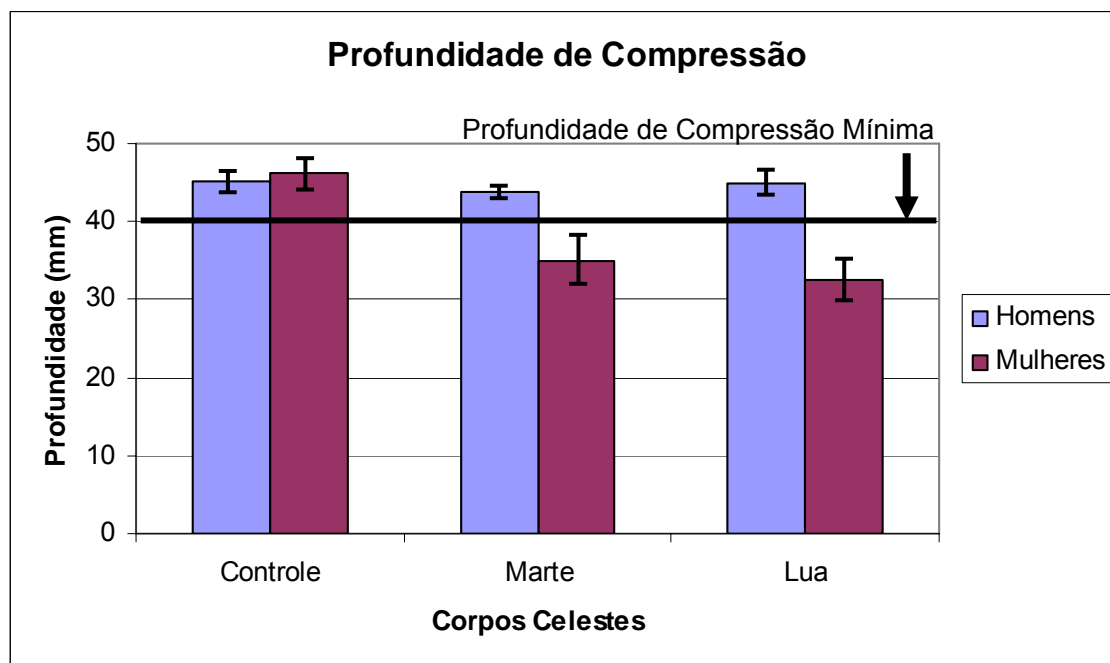


Gráfico 7: Comparação da Profundidade de Compressão

Fonte: Autor (2006)

Tabela 18: Frequência de Compressão (FrC) dos voluntários

	Masculino	Feminino
	Média ± DP	Média ± DP
FrC Controle (comp/min)	101,5 ± 2,8	107,7 ± 5,1
Valor de p	0,009	
FrC Marte	104,4 ± 3,8	100,8 ± 7,2
Valor de p	0,230	
FrC Lua	102,7 ± 5,6	93,9 ± 17,8
Valor de p	0,203	

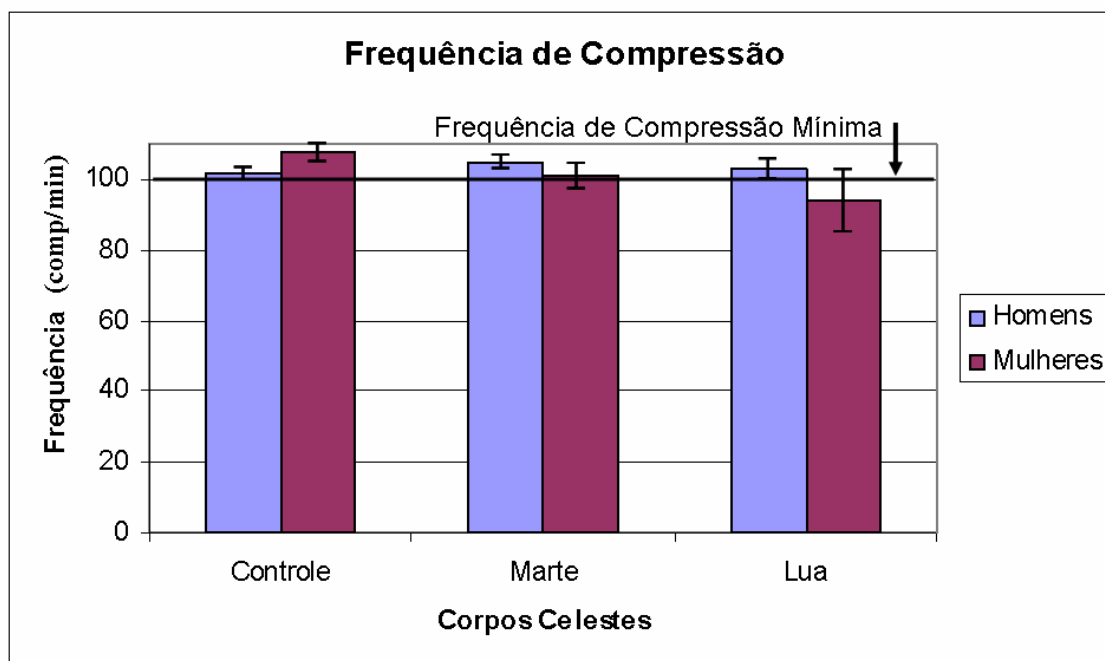


Gráfico 8: Comparação da Frequência de Compressão

Fonte: Autor (2006)

Tabela 19: Frequência Cardíaca (FC) dos voluntários

	Masculino	Feminino
	Média ± DP	Média ± DP
FC em descanso (bpm)	78 ± 3,14	83 ± 4,71
FC Final Controle	88 ± 18,59	110 ± 14,01
Valor de p	0,019	
FC Final Marte	95 ± 14,86	113 ± 13,56
Valor de p	0,027	
FC Final Lua	101 ± 17,50	109 ± 12,35
Valor de p	0,324	

Tabela 20: Angulação de Cotovelo (AC) dos Voluntários

	Masculino Média ± DP	Feminino Média ± DP
AC em Terra (°)	2,41 ± 1,5	4,7 ± 2,8
Valor de p	0,064	
AC Marte (°)	11,6 ± 7,1	14,6 ± 7,2
Valor de p	0,418	
AC Lua (°)	18,0 ± 6,0	17,8 ± 7,2
Valor de p	0,951	

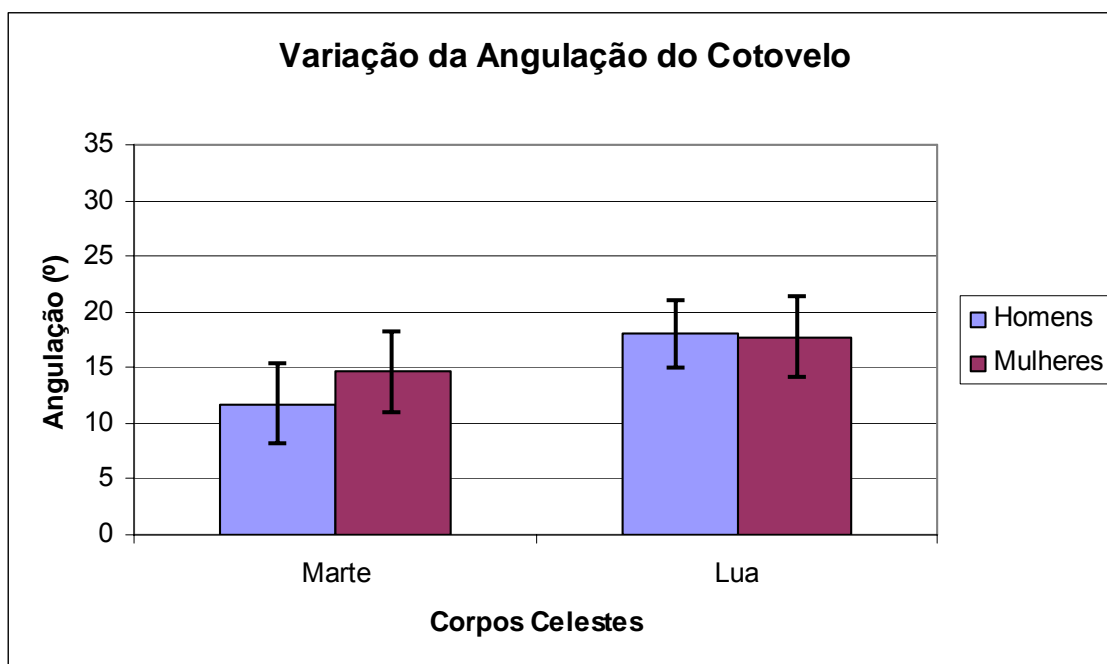


Gráfico 9: Comparação da Variação da Angulação de Cotovelo

Fonte: Autor (2006)

4.2.2.4. Discussão / Conclusão

Todos os voluntários foram capazes de manter a frequência e profundidade de compressão dentro dos padrões necessários durante as duas

simulações de hipogravidade, exceto o grupo feminino em simulação de Lua. O grupo masculino conseguiu manter os padrões em todas as simulações.

Os valores de compressão foram inadequados no grupo feminino tanto para simulação de Marte, quanto para Lua. Todos os voluntários aumentaram o valor de flexão e extensão de cotovelo quando comparado com controle (1G), sem diferença significativa entre os grupos. Também houve um aumento da frequência cardíaca em ambos os grupos depois de realizar a massagem.

Este estudo sugere, então, que a posição assumida para MCE em terra (com os braços estendidos e fixos) não é adequado para ambientes de hipogravidade. Pode ser atingida a profundidade adequada de compressão torácica pela flexão e extensão dos braços, acrescentando assim força muscular, principalmente para pessoas fortes.

4.2.3. Estudo da flexão e extensão de Cotovelo em Simulação da Gravidade Lunar

No estudo onde foram comparadas as performances de MCE em hipogravidade, viu-se o trabalho de flexão e extensão do cotovelo como um dos fatores para o aumento da performance. Em procedimento de controle, houve um trabalho de cotovelo de $2,4 \pm 2,7^\circ$ (para compressão de $45,1 \pm 2,7\text{cm}$), enquanto que o trabalho em simulação de Lua foi de $18,0 \pm 6,0^\circ$ (para compressão de $44,8\text{cm} \pm 3,2\text{cm}$).



Figura 36: Posicionamento do sistema de imobilização de articulação do cotovelo

Fonte: Autor (2006)

4.2.3.1. Objetivos

Este estudo visa verificar a relação entre o trabalho de flexão e extensão de cotovelo com a eficiência de MCE em simulação de gravidade lunar. Com a redução da massa corporal pela simulação de hipogravidade, acredita-se que o auxílio da musculatura de braço e ombro através da articulação de cotovelo (AC) tenha influência no objetivo de alcançar a profundidade e frequência mínimas recomendadas.

4.2.3.2. Metodologia

Foram selecionados 8 voluntários masculinos (que nos outros estudos foram capazes de realizar o procedimento). Durante a MCE, foi solicitado aos voluntários que permanecessem com os braços estendidos e firmes, conforme o procedimento em 1G. Foram utilizados dois anteparos (um em cada braço) para garantir que o voluntário permanecerá com os braços estendidos.

4.2.3.3. Resultados

Os dados individuais encontram-se no Anexo 8.7.

Tabela 21: Comparação entre os dois métodos

		Com AC	Sem AC
PC (mm)	Média	44,8	37
	DP	3,2	2,94
	p	0,000	
FrC (comp/min)	Média	102,7	104
	DP	5,6	5,17
	p	0,531	
AC (°)	Média	18	5,95
	DP	6	3,40
	p	0,000	

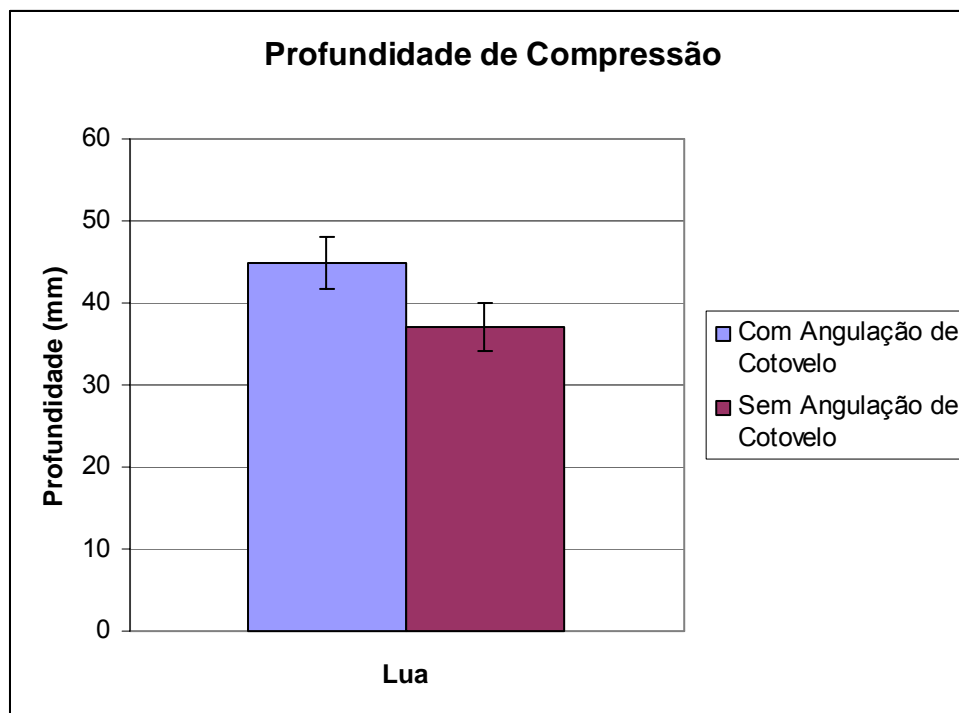


Gráfico 10: Comparação da Profundidade de Compressão

Fonte: Autor (2006)

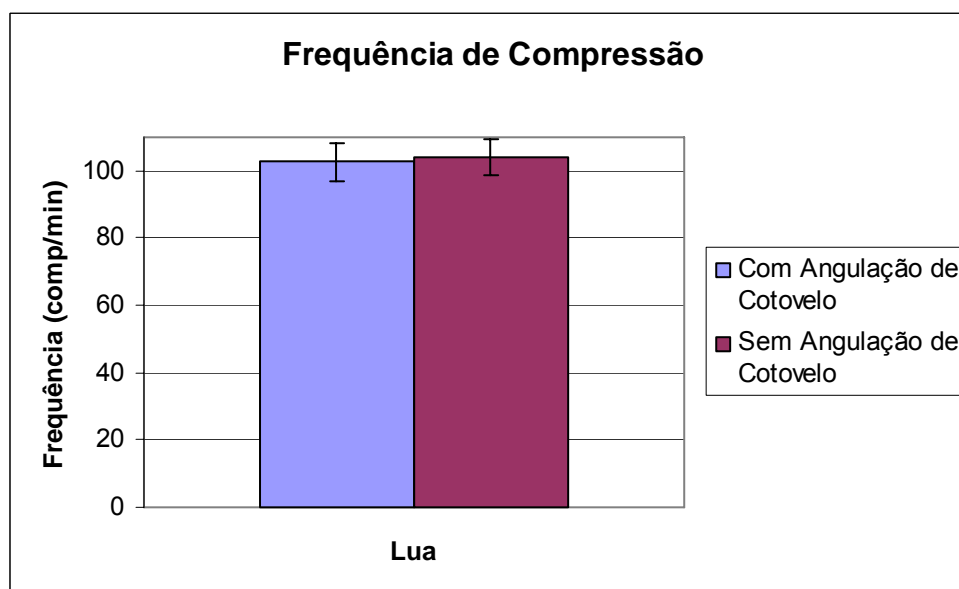


Gráfico 11: Comparação da Frequência de Compressão

Fonte: Autor (2006)

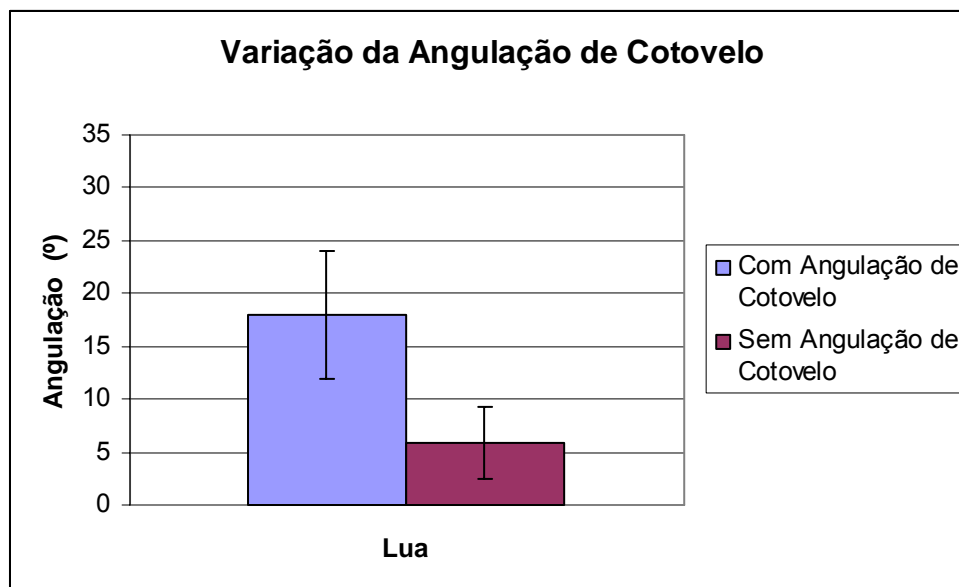


Gráfico 12: Comparação da Variação da Angulação de Cotovelo

Fonte: Autor (2006)

4.2.3.4. Discussão / Conclusão

Os resultados mostraram uma diminuição significativa da variação angular do cotovelo, e conseqüentemente uma diminuição da profundidade de compressão, quando comparados aos dados obtidos anteriormente.

Com isso foi comprovada a importância da flexão e extensão de cotovelos durante a MCE em ambientes de hipogravidade e que, sem esse trabalho, os padrões de MCE não podem ser mantidos. Isso comprova a necessidade de alteração do método de MCE para a prática em hipogravidade, impossibilitando a realização do procedimento da mesma maneira que é exercido em Terra.

4.3. Performance de Massagem Cardíaca Externa em Simulação de Microgravidade



Figura 37: Voluntário em microgravidade simulada

Fonte: Autor (2006)

4.3.1. Treinamento de Massagem Cardíaca Externa

4.3.1.1. Objetivos

Este estudo visa: (1) avaliar a posição Evetts-Russomano (E-R) para MCE em microgravidade; (2) Estudar a eficiência da utilização da suspensão corporal e do cinto de suspensão na simulação de microgravidade; (3) Treinar os voluntários.



Figura 38: Voluntário realizando MCE em simulação de microgravidade

Fonte: Autor (2006)

4.3.1.2. Metodologia

Foram selecionados 8 homens (altura entre 1,65 e 1,90m). Foi demonstrado para cada voluntário como assumir a posição, com a perna esquerda sobre a lateral do ombro direito do manequim, e a perna direita sobre a cintura, cruzando as duas pernas por trás do tronco do manequim (Figura 37).

4.3.1.3. Resultados

Tabela 22: Dados Individuais

Voluntários	1	2	3	4	5	6	Média	DP
PC(mm)	43	45	41	32	48	41	42	5,36
DP	2,87	1,46	3,84	5,54	3,56	1,42		
FrC (comp/min)	109	116	109	106	109	108	109	3,38
DP	3,24	8,38	0,97	4,14	1,50	4,40		
AC (graus)	21,34	13,18	10,75	8,55	8,92	13,98	12,78	4,73
DP	11,90	6,55	6,50	1,62	1,79	0,58		
FC Inicial	80	71	70	68	66	66	70	5,23
FC Final	132	125	135	110	154	106	127	17,62
Variação da FC	52	54	65	42	88	40	57	17,74
Tempo (s)	82	120	87	60	72	61	80	22,26
Número de Sequências	4	6	4	3	4	3	4	1,10

4.3.1.4. Discussão / Conclusão

A suspensão corporal e o cinto de suspensão mostraram-se eficientes na simulação de microgravidade, enquanto o manequim era fixado pelo sistema de contrapesos, facilitando o posicionamento do voluntário durante a performance.

Apesar disso, houve uma limitação na realização do procedimento de MCE em um período de 3min, devido a fadiga extrema. Um dos fatores que contribuíram para a fadiga foi a rigidez do corpo do manequim, mesmo que tenha sido adaptado espuma nos locais de apoio das pernas.

Os voluntários foram hábeis em manter os padrões de RCP, comprovando a eficácia da posição E-R. A utilização da força das pernas na compressão torácica (mantendo os braços esticados, puxando o manequim com as pernas) foi de grande importância, sendo que os voluntários que treinaram mais vezes chegaram a 2min de MCE.

4.3.2. Estudo da Variação Angular de Joelho e Cotovelo

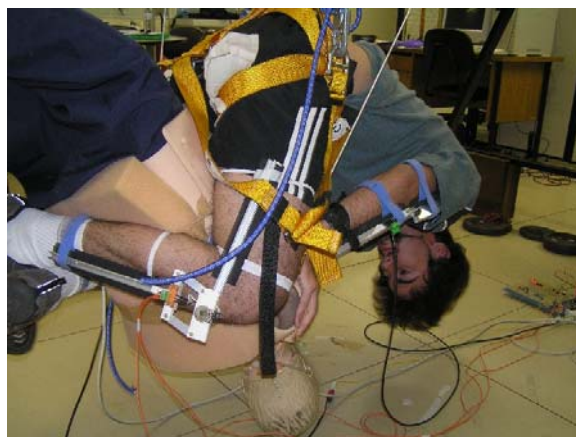


Figura 39: Voluntário instrumentado antes e durante procedimento

Fonte: Autor (2006)

4.3.2.1. Objetivos

Este estudo visa avaliar a importância de trabalho de flexão-extensão de cotovelo o joelho na performance de MCE, além da importância do treinamento do método E-R para aumento do tempo de performance.

4.3.2.2. Metodologia

Foram selecionados os mesmos voluntários que participaram do estudo anterior. Para este estudo foram utilizados os eletrogoniômetros de joelho e de cotovelo.

4.3.2.3. Resultados

Tabela 23: Dados Individuais

Voluntários	1	2	3	4	5	6	Média	DP
PC(mm)	38	41	40	30	42	47	40	5,50
DP	2,11	0,60	6,66	2,60	0,11	2,43		
FrC(comp/min)	107	102	105	101	104	102	104	2,39
DP	8,74	1,03	1,59	2,47	1,74	2,63		
AC (graus)	5,16	2,22	19,39	7,63	6,47	5,91	8	5,96
DP	2,00	1,20	3,55	3,21	3,42	2,62		
AJ (graus)	4,51	3,89	3,01	2,06	2,87	3,23	3	0,85
DP	0,96	0,64	0,82	0,49	1,13	0,73		
FC Inicial	85	70	70	68	77	68	73	6,75
FC Final	127	120	135	110	129	117	123	9,06
Varição da FC	42	50	65	42	52	49	50	8,46
Tempo (s)	109	180	106	91	60	85	105	40,65
Número de Sequências	5	9	5	4	3	4	5	2,10

4.3.2.4. Discussão / Conclusão

A variação angular de joelho obtida demonstra que a técnica E-R utiliza movimento de quadril, e não de flexão-extensão de joelhos. Não houve uma diferença significativa nos valores de variação angular de cotovelo ($p = 2,19$) e frequência cardíaca do voluntário ($p = 0,331$), enquanto os valores de profundidade e frequência de compressão torácica mantiveram-se dentro dos valores esperados.

Embora os resultados sejam similares ao anterior, houve um aumento do tempo de MCE de $80 \pm 22,6$ s para $105 \pm 40,65$ s e no número de séries de 30 compressões torácicas de $4 \pm 1,1$ séries para $5 \pm 2,1$ séries. Mesmo que essa variação não seja significativa, clinicamente é de grande importância, pois quanto maior o tempo de RCP, maiores as chances de sobrevivência do paciente.

Este segundo estudo comprovou a relação do treinamento dos voluntários com o tempo de performance. Houve um aumento do tempo médio de MCE, demonstrando uma melhora na aplicação da técnica E-R. Desta forma, com um treinamento adequado, o socorrista poderá permanecer 3min ou mais realizando a MCE em microgravidade, enquanto outros astronautas preparam os equipamentos de ACLS.

5. Estudos Futuros

Uma série de estudos futuros relativos ao tema dessa dissertação estão sendo discutidos e propostos. O primeiro deles, já em andamento, refere-se ao estudo de eletromiografia de superfície da musculatura envolvida na realização da MCE em simulações de hipo e microgravidade. A seguir, planeja-se medir o consumo de oxigênio (VO_2) e a produção de gás carbônico (VCO_2) nestas simulações. O objetivo final será a realização de um estudo que envolva todas as variáveis discutidas nessa dissertação em um voo parabólico da Agência Espacial Européia, projeto que contará com a parceria do Centro de Pesquisa Espacial de Glasgow, Escócia, e o King's College London, Inglaterra.

Abaixo, os resultados preliminares do estudo de eletromiografia de superfície.

5.1. Eletromiografia de superfície durante a performance de massagem cardíaca externa.

5.1.1. Objetivos

Analisar, através da eletromiografia de superfície, o trabalho muscular realizado para a execução de MCE em Terra (controle) e nas simulações da gravidade Lunar (hG)(Figura 38a) e microgravidade(μ G)(figura 38b).

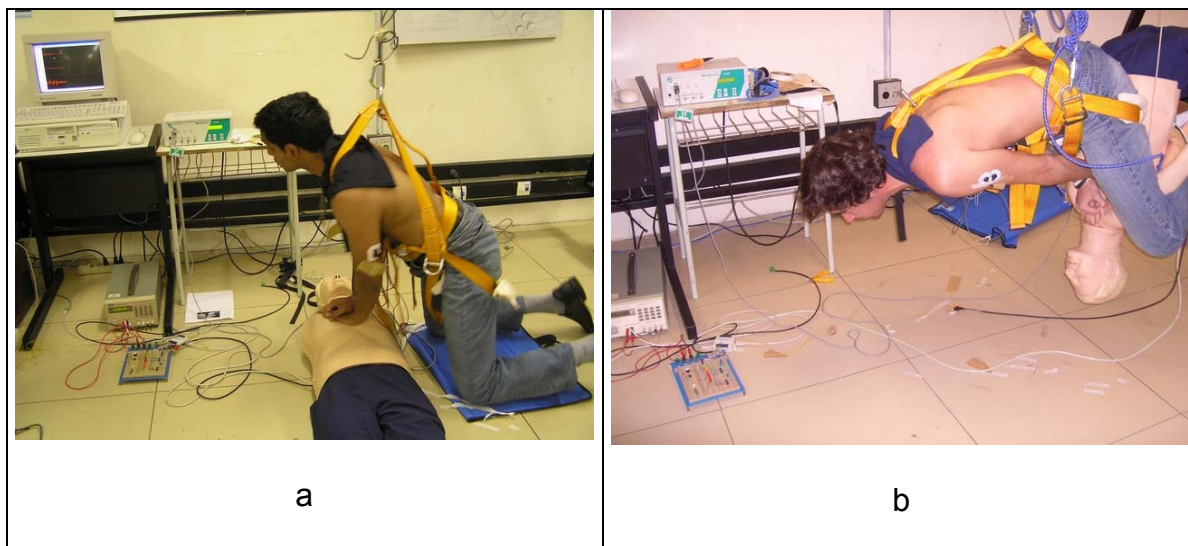


Figura 40: Estudo de eletromiografia em simulação de hipo (a) e microgravidade (b).

Fonte: Autor (2006)

5.1.2. Métodos

Foram selecionados 5 homens (altura entre 1,65 e 1,90m). Os músculos identificados foram: músculos peitoral, tríceps e abdominal, todos no lado esquerdo do corpo. A coleta inicial de força máxima estática de cada músculo foi utilizada como referência para comparar com os valores coletados dinamicamente durante a MCE.

5.1.3. Resultados Preliminares

Os dados individuais preliminares encontram-se no anexo 8.8.

Tabela 24: Porcentagem da Utilização Máxima de Abdômen.

Voluntários	1	2	3	4	5
Controle (%)	6	3	18	21	14
hG (%)	12	17	58	115	30
μ G (%)	53	42	8	91	44

Tabela 25: Porcentagem da Utilização Máxima de Peitoral.

Voluntários	1	2	3	4	5
Controle (%)	6	21	51	18	38
hG (%)	9	40	23	28	26
μ G (%)	19	33	22	39	31

Tabela 26: Porcentagem da Utilização Máxima de Tríceps.

Voluntários	1	2	3	4	5
Controle (%)	10	9	28	10	38
hG (%)	16	10	30	14	26
μ G (%)	26	17	21	22	26

5.1.4. Discussão

Em grande parte dos voluntários houve um aumento na atividade muscular pela atividade em simulação de hipogravidade e microgravidade, sendo no último os maiores valores, quando comparados com o controle.

Apesar de ter sido utilizado como referência um valor de contração muscular máxima estática, durante a atividade dinâmica pode haver um valor maior que a esta máxima, como ocorreu com a contração abdominal do voluntário 4 em simulação de hipogravidade, devido a atividade de outros músculos cuja atividade não é estimulada estaticamente.

Comparando com os dados obtidos pela utilização do eletrogoniômetro, concluiu-se que a atividade muscular de peito e tríceps é em grande parte dada pela estabilização dos braços na posição estendida, e não pelo trabalho de extensão – flexão dos mesmos.

6. Conclusão

Esta dissertação concentrou-se em dois focos de trabalho: 1) O desenvolvimento de equipamentos para treinamento de RCP terrestre e para a validação da simulação de hipo e microgravidade; 2) A validação destes equipamentos em estudos de avaliação da MCE em simulação de hipo e microgravidade, além da terrestre.

6.1. Desenvolvimento e Calibração dos Equipamentos

Devido à variedade das aplicações de MCE utilizadas nesta dissertação, foi necessário o desenvolvimento de diversos equipamentos, que auxiliaram e viabilizaram a série de estudos de validação.

O sistema de treinamento foi o primeiro a ser desenvolvido. Conforme o estudo mostrado no item 4.1.4, o sistema comprovou sua importância na orientação do socorrista em realizar corretamente a MCE, demonstrando então o seu valor nos estudos subsequentes. O teste do sistema de mensuração da compressão torácica comprovou a sua linearidade, justificando então seu posterior uso.

A suspensão corporal mostrou-se eficiente nas simulações de hipo e microgravidade. O sistema de contrapesos utilizado para a simulação de hipogravidade, juntamente com o cálculo da redução de peso corporal, apresentou grande confiabilidade, sendo utilizado novamente em mais um trabalho desse curso de mestrado (Desenvolvimento de um Sistema para Avaliação de Marcha em Simulação de Hipogravidade, defendido pela aluna Roberta Nascimento Leães). Da mesma forma, o cinto de suspensão foi

adaptado para os diversos estudos apresentados, minimizando as limitações impostas pela suspensão corporal.

Para a comprovação da quantidade de peso retirado, foi necessário então desenvolver uma célula de carga. Após a calibração (como visto no item 3.2.5.1), que comprovou a sua eficiência, ela foi utilizada em todos os testes de simulação de hipogravidade, reforçando a eficiência do sistema de contrapesos.

Pela necessidade de monitorar o trabalho de angulação de cotovelo, foi desenvolvido um eletrogoniômetro (item 3.2.3). Com ele foi possível mensurar, em tempo real, o trabalho de cotovelo utilizado para a compressão torácica. Para o estudo em simulação de microgravidade, foi utilizado também um eletrogoniômetro de joelho, comprovando então que para a execução da técnica E-R não há utilização de flexão / extensão desta articulação.

Por fim, foi desenvolvido um software para análise dos dados coletados. Este software foi eficiente na análise dos dados, convertendo os dados exportados pelo Windaq para uma planilha em excel, e dessa forma fornecendo os valores médios de compressão, célula de carga e eletrogoniômetro para cada compressão e para cada seqüência de compressões.

6.2. Conclusão dos Estudos de Validação do Sistema de Simulação de Hipo e Microgravidade para Avaliação da Massagem Cardíaca Externa (MCE)

Foram feitos diversos estudos para a validação de métodos de MCE em simulações de hipo e microgravidade, além de estudos de treinamento de RCP em 1G, conforme citado anteriormente.

Nos testes em simulação de hipogravidade, a necessidade de realizar a MCE dentro dos padrões esperados obrigou os voluntários a adaptar o método utilizado em Terra para compressão torácica, acrescentando a flexão / extensão de cotovelo para compensar a falta de peso. Mesmo assim, a falta de peso para a compressão torácica (é necessário aplicar uma força de 333,54N para compressão de 40mm, o que em gravidade lunar seria equivalente a uma massa de aproximadamente 208Kg, conforme citado nos itens 2.1.7 e 2.9), foi um fator determinante, pois os voluntários mais leves não conseguiram efetuar a profundidade mínima de compressão torácica, mesmo com a força dos braços. Isso se deve ao fato de, por estar com peso reduzido, a força aplicada pelos braços acaba por empurrar o voluntário (com peso menor que a força mínima necessária para compressão) para cima, dispersando a força aplicada.

Já na simulação de microgravidade, a técnica E-R mostrou-se eficiente para aplicação de primeiros socorros em microgravidade, devido à sua fácil implementação. Pela necessidade de socorrer uma vítima de PCR imediatamente, a técnica permite exercer MCE de forma eficiente, enquanto os equipamentos de ACLS são preparados. Voluntários mais treinados realizaram

3min de compressões torácicas, demonstrando que o treinamento é fundamental para a correta aplicação da técnica.

7. Referências Bibliográficas

Adrian E; Bronk D. The discharge of impulses in motor nerve fibers II: The frequency of discharge in reflex and voluntary contractions. *Journal of Physiology*, 1929; 67:119–151.

AGÊNCIA ESPACIAL BRASILEIRA. Microgravidade. Disponível em: <<http://www.aeb.gov.br>> Acesso em: 15 nov. 2004

Ashton A; McCluskey A; Gwinnutt CL; Keenan AM. Effect of rescuer fatigue on performance of continuous external chest compressions over 3 min.

Resuscitation 2002; 55(2):151-155

Babbs, C F. Circulatory Adjuncts: Newer methods of cardiopulmonary resuscitation. *Cardiology Clinics* 2002; 20(1): 37-59

Baubin, M; Gilby H; Posch A.; Schinnerl, A; Kroesen, G. Compression Characteristics of CPR Manekins. *Resuscitation* 1995; 30: 117.

Beck, J C P. Projeto, construção e análise de célula de carga de placa e de anel. 1983. 147f. Dissertação (Mestrado em Engenharia) – Escola de Engenharia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 1983.

Billica R; Gosbee J; Krupa D. Evaluation of Cardiopulmonary Resuscitation Techniques in Microgravity. NASA KC-135 Flight Report N91-32789. Lyndon B. Johnson Space Center. 1990

Circulation. American Heart Association Guidelines for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care. Nº.112. 2005

Cram, J R; Kasman, G S. Introduction to Surface Electromyography, 1ª ed. Maryland, 1998.

Dawson-Saunders, B; Trapp, R G. Basic and Clinical Biostatistics; 1ª Edição, 1990.

Duchenne G B; Kaplan E B. Physiology of Movement. Philadelphia, WB Saunders; 1949.

Evetts S N; Evetts L M; Russomano T; Castro J C; Ernsting J. Basic life support in microgravity: evaluation of a novel method during parabolic flight. Short communication. Aviat Space Environ Med 2005;1-5

Galvani L; Green R M. Commentary on the Effect of Electricity on Muscular Motion. Cambridge, MA; 1953.

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 de movimento humano. In: Simpósio Internacional de Ciência do Esporte – Atividade Física: a Ciência básica para ação efetiva, XXVII, 2004, São Paulo: Centro de convenções Rebouças. Anais, 2004. p.256

Guyton, A C; Hall, J E. Tratado de Fisiologia Médica. 10ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara, 2002.

Halliday, D; Resnick, R; Walker, J. Fundamentals of Physics. 4ª ed. New York: Wiley, 1993. V.1.

Handley A; Koster R; Perkins G; Monsieurs K; Davies S; Bossaert L. European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2005, Section 2, Adult basic life support and use of automated external defibrillators; Novembro de 2005.

Handley A; Monsieurs K; Bossaert L. European Resuscitation Council Guidelines 2000 for Adult Basic Life Support; Vol.48; Número 3; Março de 2000.

Hay, J. The Biomechanics of sports techniques. 4 ed. New Jersey, USA: Prentice Hall, 1993. 410p.

Hewitt, P G. Física Conceitual. 9ª ed. Porto Alegre: Bookman, 2002. p 158.

Hull, M; Davis, R; Measurement of pedal loading in bicycling: I. Instrumentation. Journal of Biomechanics, v.14, n.12, p.843-56, 1981.

Jay G.D; Lee, P; Goldsmith, H; Battat, J; Maurer, J; Suner, S. CPR effectiveness in microgravity: comparison of three positions and a mechanical device. Aviat. Space Environ. Med. 2003; 74(11):1183-9

Kakurin L; Lobachik V; Mikhailov V M; Senkevich Y A. Antiorthostatic Hypokinesia as a Method of Weightlessness Simulation. Aviat. Space Environ. Med. 1976; 47(10): 1083-1086.

Kumar, S; MITAL, A. Electromiography in ergonomics. UK: Taylor & Francis, 1996.

Lucia A; De las Heras J F; Perez M; Elvira J C; Carvajal A; Alvarez A J; Chicharro J L. The importance of physical fitness in the performance of adequate cardiopulmonary resuscitation. Chest 1999;115(1):158-64

Maximo, A; Alvarenga, B. Curso de Física. 5ª ed. São Paulo: Scipione Ltda, 2001. 3v. v.1.

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

Piper B G; Lindsey A M; Dodd M J; Ferketich M J; Paul S M; Weller S. The development of an instrument to measure the subjective dimension of fatigue. Em: Funk S G; Tourquist E M; Champagne M; Archer Copp L; Wiese R A. editors. Key aspects of comfort: management of pain and nausea. New York: Springer; 1989. p. 199-208.

Shayler, D J. 2000 Disasters and Accidents in Manned Spaceflight. Praxis Publishing Chichester UK, pp 362 2000

TEMOS - Telemedical Emergency Management on Board the International Space Station. Final Report. 2004. [Internet] Disponível em: <http://www.e-gms.de/de/reports/temos2004/TEMOS.pdf>

Tripler, P A. Física. 4 ed. Rio de Janeiro: LTC – Livros Técnicos e Científicos S.A., 2000. 3v. v.1: Mecânica, Oscilações e Ondas Termodinâmicas.

Tsitlik , J; Weisfeldt, M; Chandra, N; Efron, M; Halperin, H; Levin, H. Elastic Properties of the Human Chest During Cardiopulmonary Resuscitation. Critical Care Medicine. 1983; V.11. No 9, p.685.

White House Press Secretary. President Bush Announces New Vision for Space Exploration Program. 2004.
<http://www.whitehouse.gov/news/releases/2004/01/20040114-1.html>

8. Anexos

8.1. Tabelas da Célula de Carga

Tabela 27: Valores obtidos pela Célula de Carga Kratos®

Kg	Kratos® (V)				R ²				
	Média 1	Média 2	Média 3	Média 4	Média 1	Média 2	Média 3	Média 4	
0	0,085	0,092	0,098	0,080	0,9678	0,9663	0,9695	0,9664	Subida
2,04	0,305	0,307	0,310	0,295	0,9662	0,9662	0,9669	0,9624	Descida
4,945	0,617	0,614	0,613	0,597	0,9675				Média Subida
9,035	1,056	1,052	1,049	1,029	0,9654				Média Descida
13,665	1,546	1,545	1,899	1,511					
19,97	2,201	2,206	2,196	2,157					
26,485	2,883	2,892	2,883	2,841					
19,97	2,196	2,206	2,196	2,155					
13,665	1,537	1,544	1,534	1,495					
9,035	1,050	1,057	1,045	1,006					
4,945	0,613	0,622	0,612	0,574					
2,04	0,305	0,315	0,301	0,269					
0	0,092	0,098	0,080	0,089					

Tabela 28: Valores obtidos pela Célula de Carga Desenvolvida

Kg	Célula de Carga (V)				R ²				
	Média 1	Média 2	Média 3	Média 4	Média 1	Média 2	Média 3	Média 4	
0	-0,005	0,019	0,047	0,064	0,9648	0,9644	0,9710	0,9629	Subida
2,04	0,161	0,189	0,211	0,224	0,9646	0,9645	0,9640	0,9659	Descida
4,945	0,389	0,402	0,436	0,444	0,9653				Média Subida
9,035	0,715	0,728	0,951	0,765	0,9655				Média Descida
13,665	1,082	1,097	1,137	1,135					
19,97	1,591	1,595	1,642	1,636					
26,485	2,112	2,112	2,172	2,160					
19,97	1,597	1,599	1,655	1,647					
13,665	1,097	1,099	1,150	1,147					
9,035	0,727	0,751	0,774	0,781					
4,945	0,400	0,435	0,443	0,447					
2,04	0,173	0,200	0,213	0,217					
0	0,019	0,048	0,064	0,061					

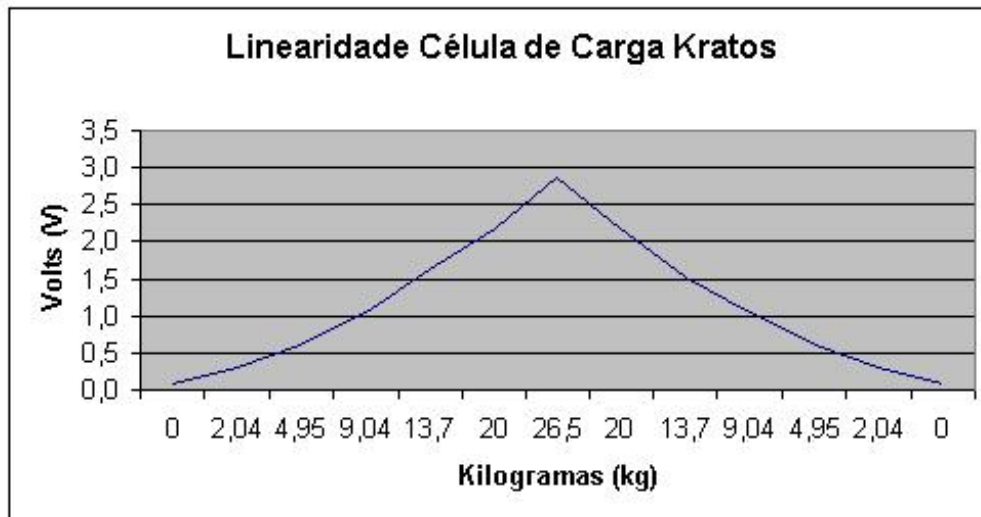


Gráfico 13: Gráfico de Linearidade da Célula de carga Kratos®

Fonte: Autor (2006)

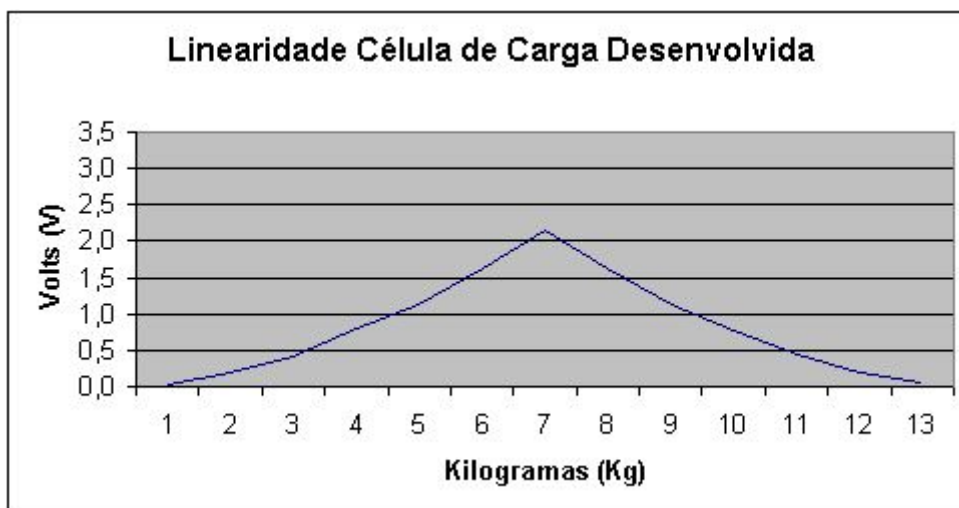


Gráfico 14: Gráfico de Linearidade da Célula de Carga Desenvolvida

Fonte: Autor (2006)

8.2. Algoritmo do Software desenvolvido para análise dos dados

8.2.1. Algoritmo da Interface Gráfica

```
Private Sub ButtonCalculate_Click()  
    myRange = RefEdit1.Value  
    If myRange <> "" Then  
        ColumnCount = Range(myRange).Columns.Count  
        'StartColumn = Range(myRange).Columns.Address  
        StartColumn = Range(myRange).End(xlUp).Cells.Column  
        Call WavePeriodDetector_v2(StartColumn, ColumnCount)  
    End If  
End Sub  
  
Private Sub Buttonok_Click()  
    Threshold = TextBoxThreshold.Text  
End Sub  
  
Private Sub CheckBox1_Click()  
    If CheckBox1 = True Then  
        Label3.Enabled = True  
        TextBoxThreshold.Enabled = True  
    Else  
        Label3.Enabled = False  
        TextBoxThreshold.Enabled = False  
    End If  
End Sub  
  
Private Sub UserForm_Initialize()  
    Threshold = 20
```

```
TextBoxThreshold.Text = Threshold  
Label3.Enabled = False  
TextBoxThreshold.Enabled = False  
End Sub
```

8.2.2. Algoritmo de Busca de Pico de Compressão

```
Public Threshold As Integer  
  
Sub WavePeriodDetector_v2(ByVal StartColumn As Integer, ByVal  
ColumnCount As Integer)  
  
State = 1  
  
i = 2  
  
j = 1  
  
x = 1  
  
b = 0  
  
SMax = 0  
  
StartPeriod = 0  
  
LastPointerSMax = 0  
  
colorNumber = 0  
  
For a = 1 To ColumnCount  
    x = 1  
  
    i = 2  
  
    b = b + 3
```

Cells(x, 19 + b) = "Profun.[mm]"

Cells(x, 20 + b) = "N° of Samples"

Cells(x, 21 + b) = "BPM"

x = 2

Do While Cells(i, StartColumn).Value <> ""

If Cells(i, StartColumn) > Threshold Then

If Cells(i, StartColumn) > SMax Then

StartPeriod = 1

SMax = Cells(i, StartColumn)

PointerSMax = i

End If

End If

If Cells(i, StartColumn) < Threshold And StartPeriod = 1 Then

State = 2

StartPeriod = 0

Cells(x, 19 + b) = SMax

Cells(x, 19 + b).NumberFormat = "0.00"

Cells(x, 19 + b).Select

With Selection.Interior

.ColorIndex = colorNumber

.Pattern = xlSolid

End With

Cells(x, 20 + b) = PointerSMax - LastPointerSMax

```
Cells(x, 20 + b).NumberFormat = "0.00"  
Cells(x, 20 + b).Select  
With Selection.Interior  
    .ColorIndex = colorNumber  
    .Pattern = xlSolid  
End With  
Cells(x, 21 + b).Select  
    ActiveCell.FormulaR1C1 = "=(30/RC[-1])*60"  
Cells(x, 21 + b).NumberFormat = "0.00"  
With Selection.Interior  
    .ColorIndex = colorNumber  
    .Pattern = xlSolid  
End With  
LastPointerSMax = PointerSMax  
SMax = 0  
x = x + 1  
If colorNumber = 36 And x > 3 Then  
    colorNumber = 0  
Else  
    colorNumber = 36  
End If  
End If  
  
i = i + 1  
Loop
```

```
StartColumn = StartColumn + 1
```

```
Next a
```

```
End Sub
```

```
Sub main()
```

```
UserForm1.Show
```

```
End Sub
```

8.3. Termo de Consentimento

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIMENTO

DESENVOLVIMENTO E VALIDAÇÃO DE UM SISTEMA DE HIPOGRAVIDADE SIMULADA PARA REALIZAÇÃO DE MASSAGEM CARDÍACA

O objetivo deste estudo é verificar a eficiência da massagem cardíaca em gravidade terrestre e em hipogravidade simulada, comparando valores de profundidade e frequência de compressão, além de angulação de cotovelo.

Para a massagem cardíaca em hipogravidade, o voluntário vestirá um cinto de suspensão, com fixação na parte interior da perna, cintura e tórax. A redução de peso será feita considerando 3 valores de gravidade diferentes (Planeta X com $6,8 \text{ m/s}^2$, Marte com $3,71 \text{ m/s}^2$, e Lua com $1,62 \text{ m/s}^2$). A partir do peso do voluntário, é calculado o valor correspondente a peso de tórax, membros superiores, cabeça e pescoço, e então feita a redução de acordo com a redução de gravidade simulada utilizada.

Para análise de angulação de cotovelo, será utilizado um eletrogoniômetro preso ao braço. O eletrogoniômetro mede a angulação de cotovelo a partir de um potenciômetro, que varia a resistência elétrica de acordo com o movimento realizado. O voluntário também utilizará uma cinta torácica, que monitorará a frequência cardíaca informada pelo relógio colocado no pulso direito.

A massagem cardíaca será realizada primeiramente em um teste de 5 minutos de massagem, com compressão entre 40mm e 50mm e frequência de 100 compressões por minuto. Durante as massagens haverá um indicador da profundidade de compressão, composto por led's vermelhos (indicando a compressão de 0mm a 29mm), amarelos (de 30mm a 39mm), verdes (de 40mm a 50mm) e mais dois vermelhos (de 51mm a 60mm). A compressão correta deverá ir até acender os led's verdes (não necessariamente todos, mas ao menos o primeiro), e retornar até permanecer somente os 3 primeiros led's vermelhos acesos. A frequência de compressão será marcada por um beeper, que apitará a frequência de 100 beeps/minuto, indicando a frequência de

compressão. Caso o voluntário sinta-se cansado, poderá parar o procedimento a qualquer momento.

Durante a massagem em hipogravidade simulada o voluntário deverá permanecer com os joelhos no chão. Nesta situação, talvez o voluntário não consiga efetuar a frequência e a profundidade necessária, o que faz parte do estudo.

Os pesquisadores responderão prontamente a qualquer dúvida relativa ao projeto de pesquisa, por meio de telefone (51-3320-3565 ramal: 4402), pelo Comitê de Ética em Pesquisa (telefone 51-3320-3345), pelo *e-mail* do Laboratório de Microgravidade – PUCRS (microg@pucrs.br) ou pessoalmente. Você tem a liberdade de abandonar a pesquisa sem ser questionado e sem qualquer ônus.

Eu, _____ fui informado dos objetivos da pesquisa acima de maneira clara e detalhada. Recebi informação a respeito da pesquisa e dos testes incluídos na mesma e esclareci minhas dúvidas. Sei que, em qualquer momento, poderei solicitar novas informações e modificar minha decisão, se assim o desejar. A Prof. Dr. Thais Russomano certificou-me de que todos os dados desta pesquisa referentes à minha pessoa serão confidenciais.

Assinatura do voluntário

8.5. Dados Individuais da Avaliação da Massagem Cardíaca Externa em Simulação de Hipogravidade

Tabela 30: Legenda

DCC	Profundidade de Compressão Torácica
FCC	Frequência de Compressão Torácica
IHR	Frequência Cardíaca Inicial
FHR	Frequência Cardíaca Final

Tabela 31: Dados Individuais Masculinos de Treinamento

Training	1	2	3	4	5	6	7	8	9	Mean	SD
Age (yr)	26	25	25	26	23	24	25	23	21	24,2	1,6
Sex	Male										
Height (m)	1,8	1,85	1,77	1,8	1,83	1,79	1,81	1,79	1,85	1,8	0,0
Weight (Kg)	80	75	75	70	73	60	94	60	81	74,2	10,6
Mean DCC (mm)	43	46	44	42	44	42	40	46	45	43,6	2,0
SD DCC	0,87	2,1	1,3	1,1	1,3	1,1	1,3	0,6	0,72		
Mean FCC (crp/min)	111	112	110	114	106	110	109	111	107	110,0	2,4
SD FCC	2,6	9,3	1,3	1,3	1,5	1,7	1,3	3,5	2,63		
IHR (bpm)	80	89	76	85	89	80	90	76	84	83,2	5,5
% of Max HR	41,2	45,6	39,0	43,8	45,2	40,8	46,2	38,6	42,2	42,5	2,8
FHR (bpm)	116	107	96	91	108	113	117	91	96	103,9	10,5
% of Max HR	59,8	54,9	49,2	46,9	54,8	57,7	60,0	46,2	48,2	53,1	5,5
FHR-IHR	36	18	20	6	19	33	27	15	12	20,7	9,7
BMI (Kg/m.m)	24,69	21,91	23,94	21,60	21,80	18,73	28,69	18,73	23,67	22,6	3,1
Min Angle	4	17	13	7	1	7	12	1	6	8	6
Max Angle	8	25	16	13	3	12	15	4	10	12	7
Angle Variation	4	8	3	6	2	5	3	3	4	4	2

Tabela 32: – Dados Individuais Masculinos de Controle antes da Coleta em Gravidade Simulada de Planeta X

Planet X - Control	1	2	3	4	5	6	7	8	9	Mean	SD
Age (yr)	26	25	25	26	23	24	25	23	21	24,2	1,6
Sex	Male										
Height (m)	1,8	1,85	1,77	1,8	1,83	1,79	1,81	1,79	1,85	1,8	0,0
Weight (Kg)	80	75	79	72	73	64	86	60	81	74,4	8,3
Mean DCC (mm)	48	44	48	49	46	46	46	47	46	46,7	1,4
SD DCC	0,75	0,81	1,56	1,18	1,02	1,13	0,69	1,05	0,66		
Mean FCC (crp/min)	105	111	104	104	97	97	102	105	110	104,0	5,0
SD FCC	2,01	1,85	1,54	2,29	2,43	1,30	2,16	1,28	1,26		
Min Angle	6	10	8	6	0	4	8	2	5	5,4	3,1
Max Angle	13	15	10	11	2	8	11	4	10	9,3	4,1
Angle Variation	7	5	2	5	2	4	3	2	5	3,9	1,8

Tabela 33: Dados Individuais Masculinos de Coleta em Gravidade Simulada de Planeta X

Planet X	1	2	3	4	5	6	7	8	9	Mean	SD
Age (yr)	26	25	25	26	23	24	25	23	21	24,2	1,6
Sex	Male										
Height (m)	1,8	1,85	1,77	1,8	1,83	1,79	1,81	1,79	1,85	1,8	0,0
Weight (Kg)	80	75	79	72	73	64	86	60	81	74,4	8,3
Mean DCC (mm)	47	44	49	46	41	46	45	47	47	45,8	2,1
SD DCC	1,12	1,12	0,56	1,07	1,01	1,08	0,66	0,89	0,90		
Mean FCC (crp/min)	107	112	106	105	93	97	100	106	109	103,8	6,0
SD FCC	1,62	4,33	1,65	1,19	5,73	1,11	3,05	2,39	1,61		
Min Angle	11	23	3	5	3	22	4	2	7	8,9	8,2
Max Angle	15	28	6	12	4	31	8	7	12	13,7	9,6
Angle Variation	4	5	3	7	1	9	4	5	5	4,8	2,3
Min Load	6	8	10	6	9	8	10	9	15	9,0	2,7
Max Load	30	16	22	21	18	20	27	18	27	22,1	4,8
Load Variation	24	8	12	15	9	12	17	9	12	13,1	5,0
IHR (bpm)	80	80	76	64	72	80	88	62	65	74,1	8,9
% of Max HR	41,2	41,0	39,0	33,0	36,5	40,8	45,1	31,5	32,7	37,9	4,7
FHR (bpm)	112	104	104	76	88	126	116	84	80	98,9	17,6
% of Max HR	57,7	53,3	53,3	39,2	44,7	64,3	59,5	42,6	40,2	50,5	9,1
FHR-IHR	32	24	28	12	16	46	28	22	15	24,8	10,4

Tabela 34: Dados Individuais Masculinos de Controle antes da Coleta em Gravidade Simulada de Marte

Mars - Control	1	2	3	4	5	6	7	8	9	Mean	SD
Age (yr)	26	25	25	26	23	24	25	23	21	24,2	1,6
Sex	Male										
Height (m)	1,8	1,85	1,77	1,8	1,83	1,79	1,81	1,79	1,85	1,8	0,0
Weight (Kg)	80	75	75	70	73	60	86	65	81	73,9	8,1
Mean DCC (mm)	48	47	45	48	48	47	47	49	48	47,3	0,9
SD DCC	1,03	1,24	1,40	0,70	1,13	1,17	0,87	0,92	0,82		
Mean FCC (crp/min)	100	105	102	105	110	103	100	115	107	105,3	4,8
SD FCC	1,98	2,46	0,60	0,84	3,34	5,54	1,30	2,16	1,69		
Min Angle	4	25	16	10	0	7	13	0	8	9,2	8,0
Max Angle	8	33	22	16	1	12	16	4	13	13,9	9,6
Angle Variation	4	8	6	6	1	5	3	4	5	4,7	2,0

Tabela 35: Dados Individuais Masculinos de Coleta em Gravidade Simulada de Marte

Mars	1	2	3	4	5	6	7	8	9	Mean	SD
Age (yr)	26	25	25	26	23	24	25	23	21	24,2	1,6
Sex	Male										
Height (m)	1,8	1,85	1,77	1,8	1,83	1,79	1,81	1,79	1,85	1,8	0,0
Weight (Kg)	80	75	75	70	73	60	86	65	81	73,9	8,1
Mean DCC (mm)	42	45	47	47	45	45	45	45	47	45,3	1,4
SD DCC	1,44	0,98	0,70	0,92	1,31	0,92	0,59	0,83	0,90		
Mean FCC (crp/min)	105	108	105	103	111	101	101	115	102	105,6	4,6
SD FCC	2,37	2,96	1,20	0,99	6,41	3,52	1,22	3,84	1,29		
Min Angle	0	26	32	23	0	10	23	39	11	18,2	13,7
Max Angle	8	36	46	38	5	24	33	58	18	29,6	17,5
Angle Variation	8	10	14	15	5	14	10	19	7	11,3	4,5
Min Load	10	18	8	9	9	9	20	19	11	12,6	4,9
Max Load	49	47	42	20	19	39	45	47	30	37,6	11,7
Load Variation	39	29	34	11	10	30	25	28	19	25,0	9,9
IHR (bpm)	80	88	72	68	84	76	80	76	84	78,7	6,3
% of Max HR	41,2	45,1	36,9	35,1	42,6	38,8	41,0	38,6	42,2	40,2	3,1
FHR (bpm)	112	104	100	80	96	120	120	96	94	102,4	13,1
% of Max HR	57,7	53,3	51,3	41,2	48,7	61,2	61,5	48,7	47,2	52,3	6,8
FHR-IHR	32	16	28	12	12	44	40	20	10	23,8	12,7

Tabela 36: Dados Individuais Masculinos de Controle antes da Coleta em Gravidade Simulada de Lua

Moon - Control	1	2	3	4	5	6	7	8	9	Mean	SD
Age (yr)	26	25	25	26	23	24	25	23	21	24,2	1,6
Sex	Male										
Height (m)	1,8	1,85	1,77	1,8	1,83	1,79	1,81	1,79	1,85	1,8	0,0
Weight (Kg)	80	76	75	72	73	64	90	60	81	74,6	9,0
Mean DCC (mm)	48	47	50	48	49	47	46	49	46	47,8	1,4
SD DCC	0,78	0,81	0,74	1,22	0,86	1,45	1,30	0,92	0,17		
Mean FCC (crp/min)	106	101	108	104	107	102	105	115	111	106,6	4,3
SD FCC	1,63	3,49	0,71	0,98	2,39	0,77	1,24	2,16	4,21		
Min Angle	1	16	16	5	4	10	16	1	4	8,1	6,5
Max Angle	2	26	17	11	6	16	19	5	7	12,1	7,9
Angle Variation	1	10	1	6	2	6	3	4	3	4,0	2,9

Tabela 37: – Dados Individuais Masculinos de Coleta em Gravidade Simulada de Lua

Moon	1	2	3	4	5	6	7	8	9	Mean	SD
Age (yr)	26	25	25	26	23	24	25	23	21	24,2	1,6
Sex	Male										
Height (m)	1,8	1,85	1,77	1,8	1,83	1,79	1,81	1,79	1,85	1,8	0,0
Weight (Kg)	80	76	75	72	73	64	90	60	81	74,6	9,0
Mean DCC (mm)	43	45	46	43	46	45	44	45	45	44,6	1,2
SD DCC	1,07	0,78	0,80	3,27	1,43	1,65	0,51	0,67	1,13		
Mean FCC (crp/min)	112	102	115	107	93	101	108	114	102	105,9	7,1
SD FCC	2,91	2,92	2,26	1,66	3,88	3,83	5,37	3,34	1,89		
Min Angle	3	7	24	18	3	16	30	41	2	16,0	13,7
Max Angle	7	20	37	43	19	34	44	59	16	31,0	16,6
Angle Variation	4	13	13	25	16	18	14	18	14	15,0	5,6
Min Load	13	14	27	28	10	17	25	19	33	20,7	7,9
Max Load	53	42	55	66	38	52	52	47	59	51,6	8,5
Load Variation	40	28	28	38	28	35	27	28	26	30,9	5,3
IHR (bpm)	80	89	76	60	89	80	90	64	68	77,3	11,3
% of Max HR	73,8	75,3	72,1	52,9	70,3	67,2	80,1	60,6	57,7	67,8	9,0
FHR (bpm)	116	116	100	80	124	120	124	76	72	103,1	21,6
% of Max HR	59,8	59,5	51,3	41,2	62,9	61,2	63,6	38,6	36,2	52,7	11,2
FHR-IHR	36	27	24	20	35	40	34	12	4	25,8	12,0

Tabela 38: Dados Individuais Femininos de Treinamento

Training	1	2	3	4	5	7	8	9	10	Mean	SD
Age (yr)	27	22	24	28	27	23	22	40	23	26,2	5,7
Sex	Female										
Height (m)	1,54	1,63	1,68	1,7	1,66	1,65	1,56	1,7	1,75	1,7	0,1
Weight (Kg)	65	55	64	50	55	60	50	50	65	57,1	6,5
Mean DCC (mm)	43,05	41,35	44,95	40,97	41,00	40,10	40,27	44,48	45,36	42,4	2,1
SD DCC	2,29	2,22	1,46	0,81	1,22	1,17	0,83	3,66	2,78		
Mean FCC (crp/min)	105,7	107,3	104,3	108,6	106,8	105,3	101,2	105,8	100,5	105,1	2,7
SD FCC	6,63	1,77	4,61	6,05	1,79	0,86	1,30	2,42	2,64		
IHR (bpm)	88	112	84	96	100	84	90	88	92	92,7	8,9
% of Max HR	45,6	56,6	42,9	50,0	51,8	42,6	45,5	48,9	46,7	47,8	4,5
FHR (bpm)	112	132	112	124	140	136	102	116	128	122,4	12,7
% of Max HR	58,0	66,7	57,1	64,6	72,5	69,0	51,5	64,4	65,0	63,2	6,5
FHR-IHR	24	20	28	28	40	52	12	28	36	29,8	11,7
BMI (Kg/m.m)	27,41	20,70	22,68	17,30	19,96	22,04	20,55	17,30	21,22	21,0	3,0
Min Angle	9	2	6	17	3	1	11	1	3	6	7
Max Angle	13	6	12	22	7	8	15	5	8	11	7
Angle Variation	4	4	6	6	4	7	4	4	5	5	1

Tabela 39: – Dados Individuais Femininos de Controle antes da Coleta em Gravidade Simulada de Planeta X

Planet X - Control	1	2	3	4	5	7	8	9	10	Mean	SD
Age (yr)	27	22	24	28	27	23	22	40	23	26,2	5,7
Sex	Female										
Height (m)	1,54	1,63	1,68	1,7	1,66	1,65	1,56	1,7	1,75	1,7	0,1
Weight (Kg)	65	55	69	50	56	65	50	50	65	58,3	7,7
Mean DCC (mm)	46	48	48	41	46	46	37	50	48	45,3	4,2
SD DCC	1,39	1,30	1,43	0,91	1,06	0,77	0,60	0,57	0,96		
Mean FCC (crp/min)	118	109	113	103	96	103	112	110	106	107,6	6,5
SD FCC	3,29	1,84	2,07	0,92	2,17	0,68	0,88	13,00	1,53		
Min Angle	13	5	8	5	0	2	1	1	0	3,9	4,4
Max Angle	17	11	14	8	5	8	3	7	3	8,4	4,8
Angle Variation	4	6	6	3	5	6	2	6	3	4,6	1,6

Tabela 40: Dados Individuais Femininos de Coleta em Gravidade Simulada de Planeta X

Planet X	1	2	3	4	5	7	8	9	10	Mean	SD
Age (yr)	27	22	24	28	27	23	22	40	23	26,2	5,7
Sex	Female										
Height (m)	1,54	1,63	1,68	1,7	1,66	1,65	1,56	1,7	1,75	1,7	0,1
Weight (Kg)	65	55	69	50	56	65	50	50	65	58,3	7,7
Mean DCC (mm)	45	44	45	34	46	45	35	44	41	42,0	4,5
SD DCC	2,23	1,30	1,23	1,03	1,35	0,67	0,58	1,28	2,30		
Mean FCC (crp/min)	95	106	110	104	100	103	111	109	106	104,8	5,1
SD FCC	5,11	2,88	2,66	3,30	3,23	0,90	0,90	2,33	1,87		
Min Angle	17	4	4	3	3	0	1	10	9	5,7	5,4
Max Angle	21	22	9	14	12	12	5	23	13	14,6	6,2
Angle Variation	4	18	5	11	9	12	4	13	4	8,9	5,0
Min Load	6	2	11	1	1	10	4	1	7	4,8	3,9
Max Load	18	16	24	16	18	23	16	16	17	18,2	3,1
Load Variation	12	14	13	15	17	13	12	15	10	13,4	2,1
IHR (bpm)	88	100	84	96	84	84	90	88	92	89,6	5,6
% of Max HR	45,6	50,5	42,9	50,0	43,5	42,6	45,5	48,9	46,7	46,2	3,0
FHR (bpm)	120	132	136	128	128	96	132	132	116	124,4	12,4
% of Max HR	62,2	66,7	69,4	66,7	66,3	48,7	66,7	73,3	58,9	64,3	7,1
FHR-IHR	32	32	52	32	44	12	42	44	24	34,9	12,1

Tabela 41: Dados Individuais Femininos de Controle antes da Coleta em Gravidade Simulada de Marte

Mars - Control	1	2	3	4	5	7	8	9	10	Mean	SD
Age (yr)	27	22	24	28	27	23	22	40	23	26,2	5,7
Sex	Female										
Height (m)	1,54	1,63	1,68	1,7	1,66	1,65	1,56	1,7	1,75	1,7	0,1
Weight (Kg)	65	54	64	50	55	63	50	53	65	57,7	6,5
Mean DCC (mm)	37	46	47	46	47	46	47	49	49	46,1	3,4
SD DCC	2,20	2,05	1,69	2,27	1,74	0,58	0,68	0,87	1,07		
Mean FCC (crp/min)	97	98	110	106	103	98	106	103	101	102	4,3
SD FCC	5,48	0,98	1,89	1,79	4,49	1,65	0,62	1,16	0,97		
Min Angle	7	0	5	23	6	0	17	1	0	6,6	8,2
Max Angle	11	2	11	30	9	11	19	4	9	11,8	8,3
Angle Variation	4	2	6	7	3	11	2	3	9	5,2	3,2

Tabela 42: Dados Individuais Femininos de Coleta em Gravidade Simulada de Marte

Mars	1	2	3	4	5	7	8	9	10	Mean	SD
Age (yr)	27	22	24	28	27	23	22	40	23	26,2	5,7
Sex	Female										
Height (m)	1,54	1,63	1,68	1,7	1,66	1,65	1,56	1,7	1,75	1,7	0,1
Weight (Kg)	65	54	64	50	55	63	50	53	65	57,7	6,5
Mean DCC (mm)	36	32	39	34	41	45	41	29	28	36,2	5,8
SD DCC	3,58	2,52	1,97	1,72	3,15	1,96	1,21	1,93	2,12		
Mean FCC (crp/min)	56	99	110	119	53	101	106	99	107	94,3	23,5
SD FCC	9,58	2,49	1,84	1,95	2,44	0,52	3,35	3,99	1,70		
Min Angle	23	11	3	29	7	0	30	2	10	12,8	11,6
Max Angle	40	30	9	47	41	27	43	30	15	31,3	12,9
Angle Variation	17	19	6	18	34	27	13	28	5	18,6	9,8
Min Load	4	10	18	16	12	12	10	12	16	12,2	4,2
Max Load	28	34	40	32	34	37	28	30	31	32,7	4,0
Load Variation	24	24	22	16	22	25	18	18	15	20,4	3,7
IHR (bpm)	88	84	84	96	100	84	90	80	92	88,7	6,5
% of Max HR	45,6	42,4	42,9	50,0	51,8	42,6	45,5	44,4	46,7	45,8	3,3
FHR (bpm)	108	120	124	140	130	125	124	120	120	123,4	8,6
% of Max HR	56,0	60,6	63,3	72,9	67,4	63,5	62,6	66,7	60,9	63,8	4,8
FHR-IHR	20	36	40	44	30	41	34	40	28	34,8	7,6

Tabela 43: Dados Individuais Femininos de Controle antes da Coleta em Gravidade Simulada de Lua

Moon - Control	1	2	3	4	5	7	8	9	10	Mean	SD
Age (yr)	27	22	24	28	27	23	22	40	23	26,2	5,7
Sex	Female										
Height (m)	1,54	1,63	1,68	1,7	1,66	1,65	1,56	1,7	1,75	1,7	0,1
Weight (Kg)	65	54	68	50	56	60	50	50	65	57,6	7,2
Mean DCC (mm)	45,07	45,54	45,55	40,67	40,67	45,08	45,50	48	43,77	44,5	2,5
SD DCC	1,72	1,84	2,52	3,15	3,15	0,51	1,21	1,47	1,56		
Mean FCC (crp/min)	104,5 3	101,9 2	94,30	109,2 2	109,2 2	99,46	104,3 4	116	105,7 4	104,9	6,2
SD FCC	4,01	1,20	2,43	1,26	1,26	0,78	0,87	2,89	1,54		
Min Angle	6	1	6	22	2	0	14	1,34	9	6,8	7,3
Max Angle	10	6	11	29	6	4	23	5,47	12	11,8	8,6
Angle Variation	4	5	5	7	4	4	9	4	3	5,0	1,9

Tabela 44: Dados Individuais Femininos de Coleta em Gravidade Simulada de Lua

Moon	1	2	3	4	5	7	8	9	10	Mean	SD
Age (yr)	27	22	24	28	27	23	22	40	23	26,2	5,7
Sex	Female										
Height (m)	1,54	1,63	1,68	1,7	1,66	1,65	1,56	1,7	1,75	1,7	0,1
Weight (Kg)	65	54	68	50	56	60	50	52	65	57,8	6,9
Mean DCC (mm)	34	30	28	29	34	37	35	37	16	31,1	6,4
SD DCC	2,73	2,08	1,44	0,86	1,45	2,60	1,49	1,03	1,19		
Mean FCC (crp/min)	76	102	96	106	98	102	109	116	89	99,2	11,7
SD FCC	7,23	2,56	2,07	1,49	2,87	0,92	2,07	4,59	29,74		
Min Angle	9	0	5	31	20	8	26	16	14	14,3	10,1
Max Angle	25	28	10	46	35	48	60	41	22	35,0	15,4
Angle Variation	16	28	5	15	15	40	34	25	8	20,7	11,8
Min Load	19	9	16	17	18	16	8	8	27	15,3	6,2
Max Load	44	37	36	38	44	44	34	37	36	38,9	4,0
Load Variation	25	28	20	21	26	28	26	29	9	23,6	6,3
IHR (bpm)	88	92	84	96	96	84	90	112	92	92,7	8,5
% of Max HR	45,6	46,5	42,9	50,0	49,7	42,6	45,5	62,2	46,7	48,0	5,9
FHR (bpm)	120	134	132	120	124	120	136	128	144	128,7	8,5
% of Max HR	62,2	67,7	67,3	62,5	64,2	60,9	68,7	71,1	73,1	66,4	4,2
FHR-IHR	32	42	48	24	28	36	46	16	52	36,0	12,0

8.6. Dados Individuais da Comparação da Performance entre Homens e Mulheres em Simulação de Hipogravidade

Tabela 45: Legenda

DCC	Profundidade de Compressão Torácica
FCC	Frequência de Compressão Torácica
IHR	Frequência Cardíaca Inicial
FHR	Frequência Cardíaca Final

Tabela 46: Dados Individuais Masculinos para Controle

Control	1	2	3	4	5	6	7	8	Mean	SD
Age (yr)	21	27	27	23	27	29	25	22	25,1	2,9
Sex	Male									
Height (m)	1,78	1,8	1,78	1,82	1,7	1,85	1,79	1,88	1,8	0,1
Weight (Kg)	70	85	74	79	70	78	66	86	76,0	7,3
Mean DCC (mm)	48,1	46,6	45,5	46,2	41,1	48,2	42,0	43,1	45,1	2,7
SD DCC	0,8	1,8	1,7	1,7	0,6	0,9	0,9	0,8		
Mean FCC (crp/min)	100,8	100,8	99,3	99,0	100,8	101,7	101,6	107,9	101,5	2,8
SD FCC	0,3	0,9	2,0	8,1	3,1	1,5	1,4	1,2		
IHR (bpm)	75	95	67	101	90	66	64	71	78,6	14,5
% of Max HR	37,7	49,2	34,7	51,3	46,6	34,6	32,8	35,9	40,3	7,4
FHR (bpm)	84	106	73	110	114	68	74	78	88,4	18,6
% of Max HR	42,2	54,9	37,8	55,8	59,1	35,6	37,9	39,4	45,4	9,6
FHR-IHR	9	11	6	9	24	2	10	7	9,8	6,4
BMI (Kg/m.m)	22,09	26,23	23,36	23,85	24,22	22,79	20,60	24,33	23,4	1,7
Angle Variation	3,57	3,00	1,67	0,93	5,24	2,14	1,03	1,71	2,41	1,5

Tabela 47: Dados Individuais Masculinos para Gravidade Simulada de Marte

Mars	1	2	3	4	5	6	7	8	Mean	SD
Age (yr)	21	27	27	23	27	29	25	22	25,1	2,9
Sex	Male									
Height (m)	1,78	1,8	1,78	1,82	1,7	1,85	1,79	1,88	1,8	0,1
Weight (Kg)	70	85	74	79	70	78	66	86	76,0	7,3
Mean DCC (mm)	46	43	43	44	43	45	42	46	43,8	1,6
SD DCC	1,3	0,7	1,6	1,4	1,3	1,5	1,1	0,7		
Mean FCC (crp/min)	103	104	97	104	109	109	102	107	104,4	3,8
SD FCC	1,2	0,8	0,8	2,2	3,5	1,2	0,7	0,9		
Min Angle	3,6	32,9	12,8	5,5	21,5	-1,9	9,0	22,9	13,3	11,6
Max Angle	27,1	41,1	22,0	16,9	42,5	4,6	19,4	25,8	24,9	12,5
Angle Variation	23,5	8,3	9,2	11,3	21,1	6,5	10,4	2,9	11,6	7,1
Min Load	12,8	9,2	17,8	19,7	6,8	17,8	6,8	23,6	14,3	6,3
Max Load	38,1	43,4	40,7	34,7	30,4	38,3	34,6	39,7	37,5	4,1
Load Variation	25,2	34,2	22,9	15,1	23,6	20,6	27,8	16,2	23,2	6,2
IHR (bpm)	104	77	79	84	88	59	77	82	81,3	12,6
% of Max HR	52,3	39,9	40,9	42,6	45,6	30,9	39,5	41,4	41,6	6,0
FHR (bpm)	107	121	86	97	92	70	93	97	95,4	14,9
% of Max HR	53,8	62,7	44,6	49,2	47,7	36,6	47,7	49,0	48,9	7,4
FHR-IHR	3	44	7	13	4	11	16	15	14,1	13,0
BMI (Kg/m.m)	22,09	26,23	23,36	23,85	24,22	22,79	20,60	24,33	23,4	1,7

Tabela 48: Dados Individuais Masculinos para Gravidade Simulada de Lua

Moon	1	2	3	4	5	6	7	8	Mean	SD
Age (yr)	21	27	27	23	27	29	25	22	25,1	2,9
Sex	Male									
Height (m)	1,78	1,8	1,78	1,82	1,7	1,85	1,79	1,88	1,8	0,1
Weight (Kg)	70,4	86,8	74,8	78,6	68,2	77,8	63,2	87,6	75,9	8,6
Mean DCC (mm)	45	44	51	42	44	43	42	48	44,8	3,2
SD DCC	5,0	1,2	1,6	1,4	1,7	3,6	1,1	0,9		
Mean FCC (crp/min)	110	107	104	96	104	93	103	105	102,7	5,6
SD FCC	0,5	1,6	0,8	4,2	4,0	19,4	1,3	1,2		
Min Angle	9,0	24,6	17,9	-0,6	30,7	15,2	10,9	14,5	15,3	9,6
Max Angle	29,1	45,9	39,9	12,8	57,1	30,4	29,2	21,6	33,3	14,0
Angle Variation	20,1	21,3	22,0	13,3	26,4	15,3	18,3	7,1	18,0	6,0
Min Load	16,5	17,9	11,5	19,4	36,4	27,5	20,2	30,2	22,4	8,2
Max Load	50,1	64,4	34,5	43,0	70,6	66,5	42,6	47,9	52,4	13,1
Load Variation	33,6	46,5	23,0	23,6	34,2	39,0	22,3	17,7	30,0	9,9
IHR (bpm)	84	84	74	92	70	60	72	73	76,1	10,0
% of Max HR	42,2	43,5	38,3	46,7	36,3	31,4	36,9	36,9	39,0	4,8
FHR (bpm)	100	136	84	103	95	86	115	88	100,9	17,5
% of Max HR	50,3	70,5	43,5	52,3	49,2	45,0	59,0	44,4	51,8	9,1
FHR-IHR	16	52	10	11	25	26	43	15	24,8	15,4
BMI (Kg/m.m)	22,22	26,79	23,61	23,73	23,60	22,73	19,72	24,78	23,4	2,0

Tabela 49: Dados Individuais Femininos para Controle

Control	1	2	3	4	5	6	7	8	Mean	SD
Age (yr)	27	21	23	24	27	22	21	22	23,4	2,4
Sex	Female									
Height (m)	1,65	1,63	1,73	1,68	1,66	1,58	1,64	1,7	1,7	0,0
Weight (Kg)	62	61	61	72	65	54,2	55	71	62,7	6,5
Mean DCC (mm)	49,6	41,7	50,7	51,9	42,0	42,9	45,0	45,8	46,2	4,0
SD DCC	1,0	0,4	1,1	2,3	0,6	1,3	1,9	1,4		
Mean FCC (crp/min)	105,3	111,7	100,2	109,0	115,2	102,0	111,2	107,0	107,7	5,1
SD FCC	1,0	4,7	2,6	2,2	3,0	0,6	4,5	0,7		
IHR (bpm)	102	71	88	74	84	87	89	96	86,4	10,3
% of Max HR	52,8	35,7	44,7	37,8	43,5	43,9	44,7	48,5	44,0	5,4
FHR (bpm)	112	84	119	112	102	102	129	121	110,1	14,0
% of Max HR	58,0	42,2	60,4	57,1	52,8	51,5	64,8	61,1	56,0	7,1
FHR-IHR	10	13	31	38	18	15	40	25	23,8	11,6
BMI (Kg/m.m)	22,77	22,96	20,38	25,51	23,59	21,71	20,45	24,57	22,7	1,8
Angle Variation	10,0	1,9	3,1	1,7	5,7	6,3	5,5	3,0	4,7	2,8

Tabela 50: Dados Individuais Femininos para Gravidade Simulada de Marte

Mars	1	2	3	4	5	6	7	8	Mean	SD
Age (yr)	27	21	23	24	27	22	21	22	23,4	2,4
Sex	Female									
Height (m)	1,65	1,63	1,73	1,68	1,66	1,58	1,64	1,7	1,7	0,0
Weight (Kg)	60,2	59	61	74	65,6	53,6	55,2	70,8	62,4	7,2
Mean DCC (mm)	46	35	34	40	35	27	26	36	34,9	6,3
SD DCC	1,02	4,21	5,09	1,44	4,47	3,33	3,80	2,44		
Mean FCC (crp/min)	87	105	107	105	108	99	94	101	100,8	7,2
SD FCC	3,4	3,1	2,8	2,6	4,3	15,6	3,3	1,6		
Min Angle	13,1	4,3	3,1	0,3	14,2	28,8	19,8	25,1	13,6	10,5
Max Angle	31,4	14,2	19,0	1,9	32,8	47,4	44,3	34,5	28,2	15,4
Angle Variation	18,3	9,9	15,9	1,6	18,6	18,6	24,5	9,4	14,6	7,2
Min Load	8,8	8,5	0,9	22,7	18,6	4,0	2,2	14,6	10,0	7,9
Max Load	41,5	28,8	28,1	33,1	36,0	32,2	24,7	36,4	32,6	5,4
Load Variation	32,7	20,3	27,2	10,5	17,4	28,2	22,5	21,8	22,6	6,9
IHR (bpm)	95	83	86	85	72	80	80	98	84,9	8,4
% of Max HR	49,2	41,7	43,7	43,4	37,3	40,4	40,2	49,5	43,2	4,3
FHR (bpm)	110	109	116	128	86	110	114	130	112,9	13,6
% of Max HR	57,0	54,8	58,9	65,3	44,6	55,6	57,3	65,7	57,4	6,6
FHR-IHR	15	26	30	43	14	30	34	32	28,0	9,7
BMI (Kg/m.m)	22,11	22,21	20,38	26,22	23,81	21,47	20,52	24,50	22,7	2,0

Tabela 51: Dados Individuais Femininos para Gravidade Simulada de Lua

Moon	1	2	3	4	5	6	7	8	Mean	SD
Age (yr)	27	21	23	24	27	22	21	22	23,4	2,4
Sex	Female									
Height (m)	1,65	1,63	1,73	1,68	1,66	1,58	1,64	1,7	1,7	0,0
Weight (Kg)	59,2	58,8	60,6	74,2	66,4	55	55,4	71,4	62,6	7,2
Mean DCC (mm)	39	36	37	36	32	29	23	29	32,4	5,3
SD DCC	4,2	1,3	3,5	1,5	4,4	3,8	2,0	1,7		
Mean FCC (crp/min)	82	79	88	105	115	113	66	104	93,9	17,8
SD FCC	2,5	4,0	2,6	2,2	3,1	2,2	31,0	0,5		
Min Angle	25,7	4,1	-0,8	7,9	13,3	15,8	15,6	25,6	13,4	9,5
Max Angle	48,6	16,6	17,6	11,7	36,8	37,7	40,7	39,6	31,2	13,7
Angle Variation	22,9	12,5	18,4	3,8	23,5	21,9	25,1	14,0	17,8	7,2
Min Load	8,2	14,7	7,1	28,8	14,7	24,8	11,9	26,7	17,1	8,5
Max Load	42,4	38,6	43,2	40,9	47,0	49,1	35,2	43,8	42,5	4,4
Load Variation	34,1	23,9	36,1	12,2	32,3	24,4	23,2	17,1	25,4	8,4
IHR (bpm)	80	67	84	85	82	83	62	90	79,1	9,6
% of Max HR	41,5	33,7	42,6	43,4	42,5	41,9	31,2	45,5	40,3	5,0
FHR (bpm)	125	98	118	116	93	110	93	116	108,6	12,4
% of Max HR	64,8	49,2	59,9	59,2	48,2	55,6	46,7	58,6	55,3	6,5
FHR-IHR	45	31	34	31	11	27	31	26	29,5	9,5
BMI (Kg/m.m)	21,74	22,13	20,25	26,29	24,10	22,03	20,60	24,71	22,7	2,1

8.7. Dados Individuais do Estudo da flexão e extensão de Cotovelo em Simulação da Gravidade Lunar

Tabela 52: Dados Individuais

	1	2	3	4	5	6	7	8	Mean	SD
Profundidade (mm)	40	36	35	37	37	33	42	40	37	2,94
DP	2,05	2,42	2,85	2,61	5,55	1,74	1,49	0,68		
Frequência (comp/min)	105	96	105	108	98	109	103	111	104	5,17
DP	1,41	0,96	4,02	1,99	4,34	2,56	1,50	2,37		
Ângulo de Cotovelo (°)	6,80	3,91	6,45	5,57	13,41	2,07	5,65	3,71	5,95	3,40
DP	1,43	1,41	1,29	1,40	4,11	0,57	1,18	0,39		
Altura (m)	1,70	1,78	1,76	1,78	1,82	1,80	1,88	1,83	1,79	0,05
Massa (kg)	65,00	68,00	70,00	71,00	75,00	84,00	86,00	86,00	75,63	8,53

8.8. Resultados Individuais Preliminares da Eletromiografia de Superfície

Tabela 53: Dados individuais do Voluntário 01 para Controle e Simulação de hipogravidade.

	Abdominal	Peitoral	Tríceps	Profundidade (mm)
Max	424,92	455,11	622,48	
1G	28,02	26,76	72,24	48
	22,75	28,19	68,19	47
	27,83	27,8	55,97	44
	30,15	31,29	58,67	45
	27,67	30,19	56,79	45
	19,33	29,88	53,16	45
Média	25,96	29,02	60,84	
DP	4,06	1,71	7,59	
% Max	6%	6%	10%	
HG	54,93	31,94	108,42	42
	54,22	38,52	81,27	43
	43,16	40,75	91,07	43
	45,85	42,44	107,55	43
	49,57	41,11	91,74	43
	57,88	45,93	100,93	43
Média	50,94	40,12	96,83	
DP	5,71	4,69	10,65	
% Max	12%	9%	16%	

Tabela 54: Dados individuais do Voluntário 01 para Simulação de microgravidade.

	Abdominal	Peitoral	Tríceps	Profundidade (mm)
Max	428,59	409,14	1088,76	
μG	164,18	65,38	237,97	34
	207,29	69,52	248,19	33
	213,00	64,76	280,45	31
	256,05	84,20	315,72	36
	293,47	102,00	349,61	35
Média	226,80	77,17	286,39	
DP	49,48	15,95	46,63	
% Max	53%	19%	26%	

Tabela 55: Dados individuais do Voluntário 02 para Controle e Simulação de hipogravidade.

	Abdominal	Peitoral	Tríceps	Profundidade (mm)
Max	45,08	99,56	791,39	
1G	1,48	20,18	97,41	55
	1,54	20,83	75,1	55
	1,41	21,17	71,23	53
	1,54	20,72	63,02	50
	1,43	22,21	66,21	52
	1,45	22,07	64,04	50
1,47	21,98	60,91	50	
Média	1,47	21,31	71,13	
DP	0,05	0,79	12,59	
% Max	3%	21%	9%	
HG	7,09	36,44	87,86	49
	9,08	43,55	81,11	47
	7,82	40,66	71,55	49
	7,21	38,64	74,36	46
Média	7,80	39,82	78,72	
DP	0,91	3,02	7,30	
% Max	17%	40%	10%	

Tabela 56: Dados individuais do Voluntário 02 para Simulação de microgravidade.

	Abdominal	Peitoral	Tríceps	Profundidade (mm)
Max	110,37	116,32	887,65	
μG	45,19	31,75	144,85	42
	47,29	40,11	170,58	43
	45,24	42,80	146,52	39
Média	45,90	38,22	153,98	
DP	1,91	3,07	17,17	
% Max	42%	33	17%	

Tabela 57: Dados individuais do Voluntário 03 para Controle e Simulação de hipogravidade.

	Abdominal	Peitoral	Tríceps	Profundidade (mm)
Max	29,01	54,03	204,88	
1G	6,51	28,12	57,36	45
	5,85	27,39	58,61	44
	5,52	26,66	53,97	41
	4,48	26,31	59,03	42
	4,55	27,82	58,57	43
4,82	28,39	60,23	42	
Média	5,29	27,45	57,96	
DP	0,81	0,82	2,16	
% Max	18%	51%	28%	
HG	29,22	13,00	60,94	47
	18,64	11,99	68,18	46
	18,26	12,39	69,84	44
	15,99	10,80	64,10	42
	13,10	12,90	58,76	42
	11,15	13,45	50,75	41
	11,29	12,14	52,14	39
Média	16,81	12,38	60,67	
DP	6,28	0,87	7,39	
% Max	58%	23%	30%	

Tabela 58: Dados individuais do Voluntário 03 para Simulação de microgravidade.

	Abdominal	Peitoral	Tríceps	Profundidade (mm)
Max	111,62	87,87	335,01	
μG	10,06	20,73	87,23	47
	10,03	21,12	76,58	46
	8,57	18,38	64,22	44
	7,25	18,37	63,04	42
	8,02	16,78	60,42	42
Média	8,78	19,08	70,30	
DP	1,24	1,82	11,33	
% Max	8%	22%	21%	

Tabela 59: Dados individuais do Voluntário 04 para Controle e Simulação de hipogravidade.

	Abdominal	Peitoral	Tríceps	Profundidade (mm)
Max	80,53	117,24	659,01	
1G	21,66	19,03	50,87	49
	14,37	20,68	64,77	52
	13,76	20,85	64,26	48
	18,20	22,69	72,49	51
	17,98	22,96	72,75	52
	15,64	18,97	70,66	51
Média	16,94	20,86	65,97	
DP	2,94	1,72	8,28	
% Max	21%	18%	10%	
HG	71,52	36,88	79,88	49
	91,98	34,36	102,71	47
	95,36	34,56	96,22	49
	117,57	29,64	95,32	47
	103,15	29,71	83,56	45
	75,75	34,92	83,12	46
Média	92,56	33,35	90,14	
DP	17,15	2,98	9,16	
% Max	115%	28%	14%	

Tabela 60: Dados individuais do Voluntário 04 para Simulação de microgravidade.

	Abdominal	Peitoral	Tríceps	Profundidade (mm)
Max	121,24	118,50	441,74	
μG	113,45	40,48	102,67	37
	110,41	43,60	84,81	35
	108,81	50,00	103,41	34
	108,20	52,00	102,06	35
Média	110,22	46,52	98,24	
DP	6,99	66,38	147,28	
% Max	91%	39%	22%	

Tabela 61: Dados individuais do Voluntário 05 para Controle e Simulação de hipogravidade.

	Abdominal	Peitoral	Tríceps	Profundidade (mm)
Max	206,03	96,65	245,81	
1G	32,82	23,87	93,99	48
	33,19	28,12	106,19	47
	31,34	26,02	106,09	42
	32,60	25,57	91,67	46
	24,56	24,47	74,08	43
	22,09	25,80	86,51	48
Média	29,43	25,64	93,09	
DP	4,84	1,47	12,23	
% Max	14%	27%	38%	
HG	86,42	30,54	93,98	42
	71,75	23,52	54,55	42
	67,83	24,95	55,99	41
	56,76	24,27	61,31	39
	47,73	22,97	55,75	34
	39,86	22,18	57,53	33
Média	61,73	24,74	63,18	
DP	17,01	3,00	15,27	
% Max	30%	26%	26%	

Tabela 62: Dados individuais do Voluntário 05 para Simulação de microgravidade.

	Abdominal	Peitoral	Tríceps	Profundidade (mm)
Max	200,96	109,89	382,13	
μG	100,78	30,75	112,47	37
	75,89	36,83	84,39	32
Média	88,34	33,79	98,43	
DP	7,33	5,00	16,24	
% Max	8%	22%	21%	

9. Trabalhos Científicos Relacionados

- Gender Differences in the Performance of External Cardiac Massage during Hypogravity Simulation
54th International Congress of Aviation and Space Medicine, Bangalore, Índia, Setembro 10-14, 2006

- The Role of Elbow Extension in the Effectiveness of External Chest Compressions in a Lunar Environment
54th International Congress of Aviation and Space Medicine, Bangalore, Índia, Setembro 10-14, 2006

- Evaluation of External Cardiac Massage Performance During Hypogravity Simulation
International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society - Engineering Revolution In BioMedicine - IEEE, New York, EUA Set/Out, 2006

- Surface Electromyography in Subjects performing External Cardiac Compression during Microgravity Simulation.
3rd Uk Space Medicine Conference, National Space Centre, Leicester, UK Set/Out 2006

- The Body Suspension Device as a Hypogravity and Microgravity Simulator
3rd Uk Space Medicine Conference, National Space Centre, Leicester, UK Set/Out 2006

- Gender Differences in the Performance of External Cardiac Massage during Hypogravity Simulation
3rd Uk Space Medicine Conference, National Space Centre, Leicester, UK
Set/Out 2006

- The Role of Elbow Extension in the Effectiveness of External Chest Compressions in a Lunar Environment
3rd Uk Space Medicine Conference, National Space Centre, Leicester, UK
Set/Out 2006