

PUCRS

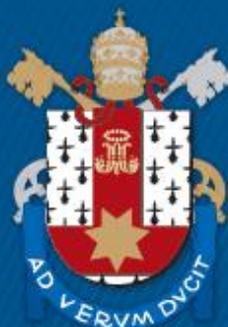
FACULDADE DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO
MESTRADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

ANA KARLA OLIVEIRA LEITE

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE SIMULAÇÃO DE MARCHA EM
HIPOGRAVIDADE**

Porto Alegre
2017

PÓS-GRADUAÇÃO - *STRICTO SENSU*



Pontifícia Universidade Católica
do Rio Grande do Sul

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

ANA KARLA OLIVEIRA LEITE

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE SIMULAÇÃO DE
MARCHA EM HIPOGRAVIDADE**

Porto Alegre
2017

ANA KARLA OLIVEIRA LEITE

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE SIMULAÇÃO DE
MARCHA EM HIPOGRAVIDADE**

Dissertação apresentada como requisito para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, área de concentração de Sinais, Sistemas e Tecnologia da Informação, linha de pesquisa em Engenharia Biomédica.

Orientadora: Thais Russomano, PhD

Co-Orientador: Dr. Rafael Reimann Baptista

Porto Alegre
2017

Ficha Catalográfica

L533d Leite, Ana Karla Oliveira

Desenvolvimento de um Sistema de Simulação de Marcha em Hipogravidade / Ana Karla Oliveira Leite . – 2017.

86 f.

Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, PUCRS.

Orientadora: Profa. Dra. Thais Russomano.

Co-orientador: Prof. Dr. Rafael Reimann Baptista.

1. Microgravidade. 2. Hipogravidade. 3. Marcha Humana. I. Russomano, Thais. II. Baptista, Rafael Reimann. III. Título.

Elaborada pelo Sistema de Geração Automática de Ficha Catalográfica da PUCRS
com os dados fornecidos pelo(a) autor(a).



Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
FACULDADE DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA - PPGE

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE SIMULAÇÃO DE MARCHA EM HIPOGRAVIDADE

CANDIDATA: ANA KARLA OLIVEIRA LEITE

Esta Dissertação de Mestrado foi julgada para obtenção do título de MESTRE EM ENGENHARIA ELÉTRICA e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

**DR. ALEXANDRE ROSA FRANCO – PRESIDENTE DA
COMISSÃO DE AVALIAÇÃO**

DR. RAFAEL REIMANN BAPTISTA – CO-ORIENTADOR

BANCA EXAMINADORA

**DR. RÉGIS GÊNERASCA MESTRINER,
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM GERONTOLOGIA BIOMÉDICA, DA PUCRS**

DR. JOÃO DE CARVALHO CASTRO, ESCOLA DE MEDICINA, DA PUCRS

DR. ALEXANDRE ROSA FRANCO, DO PPGE, DA PUCRS

PUCRS

Dedico esta dissertação a minha mãe, pelo apoio e amor.

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer, primeiramente, a minha mãe pelo apoio, carinho e dedicação.

A minha orientadora Thais pela confiança, ajuda, conselhos de vida e puxões de orelha. Vou sempre me lembrar de você;

A Michele, Ingrid e Felipe pela ajuda com os materiais, parte burocrática e conselhos;

Ao professor Júlio por TUDO! Não tenho palavras para descrever a gratidão que sinto por todo o apoio e toda a ajuda em todo o processo. **MUITO OBRIGADA;**

Ao Professor Rafael, que me apresentou o MicroG e me apoiou em muitos momentos;

Aos meus amigos, principalmente aqueles que estiveram ao meu lado durante todo o mestrado;

A HP (Hewlett-Packard) e a Capes, pelo apoio a pesquisa brasileira.

A Lígia.

Muito obrigado!

“Não se nasce mulher: torna-se.”
(Simone de Beauvoir)

RESUMO

Em missões espaciais os sistemas cardiovascular, muscular e ósseo são afetados pela falta da ação da força gravitacional terrestre. O descondicionamento muscular pode limitar a capacidade de trabalho da tripulação devido à atrofia e à fraqueza muscular. Em microgravidade e hipogravidade há também mudanças nas estruturas e funções de células ósseas incluindo morfologia, citoesqueleto, crescimento celular e diferenciação, dando início a osteopenia que pode evoluir para osteoporose. Ao analisar que o alto impacto da corrida e caminhada causa estresse necessário para estimular os músculos e ossos responsáveis pela manutenção da postura reduzindo os danos causados pela hipogravidade, as pesquisas relacionadas aos sistemas simuladores de marcha aumentaram consideravelmente tornando-os necessários para evitar descondicionamento ósseo, muscular e cardiovascular antes, durante e após missão espacial.

A criação de um Sistema de Simulação de Marcha em Hipogravidade (SSMH) possibilita o estudo das ações nocivas desse ambiente em órbita. Sendo assim, o presente estudo objetivou desenvolver um sistema de simulação de marcha em hipogravidade para estudos sobre fisiologia e biomecânica aeroespacial. Para que esse sistema seja possível, um planejamento estrutural e funcional foi elaborado. Para o desenvolvimento de um protótipo funcional foram necessários os subsistemas: estrutural, utilizando uma estrutura já existente no laboratório de engenharia aeroespacial; suspensão, que envolve a soldagem do suporte para fixação da esteira e adaptação dos suportes cabide, bem como os cabos, fitas e colete envolvidos; de Força, composto pela esteira ergométrica e plataforma de força composta por um CPU de transferência de dados; de comunicação, que é responsável pela comunicação entre plataforma de força e interagir com uma CPU para o recebimento, visualização e armazenamento de dados; e, por fim, simulação, composto por um dinamômetro e um conjunto de cordas elásticas causando diferentes tensões.

Os resultados apresentados mostraram que a SSMH foi capaz de simular os ambientes de Marte, Lua e Terra e também, capaz de aumentar ou diminuir o peso aparente do voluntário através da tensão imposta pelas cordas na superfície da esteira. O sub-sistema de comunicação mostrou-se apto a armazenar transferir os dados recebidos da CPU da plataforma de força para o computador, em casos de armazenamento, e transmitir os dados aos avaliadores em caso de teste. E, por fim, a estrutura permaneceu não apresentando tremor ou oscilação quando as cargas eram manuseadas para execução dos testes.

Palavras-Chave: *Microgravidade, Hipogravidade, Marcha Humana.*

ABSTRACT

Development of a gait simulation system in hypogravity

In space missions, the cardiovascular, muscular and bony systems are affected by the lack of the action of the terrestrial gravitational force. Muscle deconditioning may limit the crew's ability to work due to atrophy and muscle weakness. In microgravity and hypogravity, there are also changes in the structures and functions of bone cells, including morphology, cytoskeleton, cell growth and differentiation, leading to osteopenia, which can progress to osteoporosis. When analyzing that the high impact of running and walking causes the stress necessary to stimulate the muscles and bones responsible for maintaining the posture by reducing the damage caused by the hypogravity, the investigations related to the gait simulator systems have increased considerably making them necessary to avoid bone deconditioning, Muscular and cardiovascular before, during and after space mission.

The development of Gait System in Hypogravity Simulation (GSHS) allows the study of the harmful actions of the extraterrestrial environment. Thus, the present study aimed to develop a GSHS to study aerospace biomechanics and physiology. For this system to be possible, a structural and functional planning was elaborated. For the development of a functional prototype, the sub-systems were necessary: Structural, using an already existing structure in the aerospace engineering laboratory; Suspension, which involves welding the support for fixing the mat and adapting the hanger supports, as well as the cables, ribbons and vest involved; Strength, consisting of treadmill and a force platform with a CPU to transfer; Which is responsible for communicating between force platform and interacting with a CPU for receiving, store and visualization data; And, finally, simulation, composed of a dynamometer and a set of elastic cords causing different stresses.

The results showed that the GSHS is able to simulate the environments of Mars, Moon and Earth being able also to increase or decrease the apparent weight of the volunteer through the tension imposed by the ropes on the surface of the treadmill. The communication sub-system was able to store transfer data received from the CPU from the power platform to the computer in case of storage and transmit the data to the evaluators in case of testing. And finally, the structure remained stable with no tremor or oscillation when the loads were handled for the tests.

Keywords: Microgravity, Hypogravity, Human Gait.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - O Sistema de Simulação de Marcha em Hipogravidade.....	20
Figura 2–Diagrama de blocos da integração final do sistema de simulação de marcha em hipogravidade.	21
Figura 3 - Fases de apoio e balanço da marcha, juntamente com as subdivisões da fase de apoio e os oito ciclos de toda a Marcha.....	33
Figura 4 - Ciclo da marcha onde é possível notar a predominância da fase de apoio (60%) em relação a fase de balanço (40%).	34
Figura 5 - Ponte de Wheatstone.....	37
Figura 6 - Sistemas de simulação de marcha. (a;b) Sistema Vertical descrito por Cavagna et al, 1972; Donelan e Kram, 1997; Donelan e Kram, 2000. (c;d) Sistema de Suspensão Corporal (BWS) Lateral descrito por Bogdanov, 1971; Genc, 2006. (e) Sistema de Suspensão Horizontal descrito por Perusek, 2007. (f) Sistema de Deambulação Passiva para Simulação de Gravidade descrito por Lu et al, 2009; Lu et al, 2011; Ma e Wang, 2012.	38
Figura 7 - Esteira vertical com apoio em banco inclinável, VertiRun.	41
Figura 8 - Sistema de controle em malha aberta do SSMH.....	43
Figura 9 - Estrutura Piramidal desenvolvida para a simulação de ressuscitação cardíaca em microgravidade.	44
Figura 10 - Sistema de Simulação de Marcha em Hipogravidade (SSMH).....	45
Figura 11 - (a) Colete de imobilização dorsal KED; (b) Fitas Tubulares.....	45
Figura 12 -Mosquetão oval em aço carbono com resistência de 25kN.	46
Figura 13 - Cordas Elásticas de 12mm.....	46
Figura 14 - Suportes cabide.	47
Figura 15 - Dinamômetro ou Balança Dinamométrica.	47
Figura 16 - Cabos Elásticos 6mm.....	48
Figura 17 – a) Esteira Ergométrica; b) esteira fixada na estrutura.	48
Figura 18 - Células de Carga.	49
Figura 19 - Microcontrolador MSP430F2619.	50
Figura 20 - Módulo HX711.....	51
Figura 21 - Módulo ZigBee XBee S2C.....	52
Figura 22 - Display LCD.....	52
Figura 23 - Microcontrolador MSP430F2274.....	53
Figura 24 - Diagramas de bloco do funcionamento do Sistema de Simulação de Marcha.	53

Figura 25 - Desenho assistido por computador da estrutura metálica.	54
Figura 26 - (a) tubo de 170cm para parte inferior de fixação da esteira;(b) tubos de 50cm para estabilizar os dois tubos de 80cm; (c) tubos de 80cm para dar suporte a barra de 170cm; (d) tubos de 25cm para fixar a barra de 170cm; (e) tubo de 70cm para a parte superior de fixação da esteira; (f) suportes cabide 60cm; (g) suportes cabide 80cm.	55
Figura 27 - Cubos vazados.	55
Figura 28 - Localização dos suportes em relação ao corpo humano e em relação ao colete KED.	56
Figura 29 - Fixação da célula de carga em uma placa de MDF com fitas metálicas.	58
Figura 30 - Posicionamento da placa de MDF com a célula de carga na estrutura.	59
Figura 31 - Diagrama de Blocos da integração da célula de carga com o HX711.	60
Figura 32- Esquema elétrico da instrumentação da plataforma de força.	60
Figura 33 - PCI da plataforma de força instrumentada.	61
Figura 34 - Esquema elétrico da instrumentação do Sub-sistema de comunicação.	62
Figura 35 - Fonte de alimentação.	63
Figura 36 - (a) Manequim simulador massagem cardíaca vestido com colete de imobilização dorsal KED; (b) Manequim preso a estrutura.	68
Figura 37 -- (a) Balança doméstica marca Geom apoiada na esteira e recebendo compressão; (b) Gráfico da calibração da plataforma de força da SSMH.	69
Figura 38 - Motovibrador IP66 MVL vibradores industriais.	71
Figura 39 - "Perna mecânica" para simulação de marcha.	71
Figura 40 - Tornozelo articulado para simular o toque inicial do calcanhar na esteira durante a marcha.	72
Figura 41 - Gráfico de amostras por segundo no teste de pressão contínua.	73
Figura 42 - Teste de marcha SSMH caminhada lenta	74
Figura 43 - Teste de marcha SSMH caminhada rápida	74

LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 1 - Representação matemática de força como sendo produto da massa inercial de um corpo pela aceleração da gravidade.

Equação 2 - Fórmula da força gravitacional de Newton.

Equação 3 - Definição matemática de intensidade do campo gravitacional.

Equação 4 - Lei de Hooke.

Equação 5 - Resistência elétrica R de um condutor metálico homogêneo.

Equação 6 - Variação da resistência elétrica pela resistência elétrica do fio de um extensômetro.

Equação 7 – Cálculo do erro percentual entre CPP e SSMH.

Equação 8 – Cálculo do erro percentual utilizando a medida de peso adquirida através da balança e a medida de peso adquirida pela plataforma de força.

Equação 9 – Cálculo da velocidade de rotação do motor.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Tabela comparativa entre estudos com simuladores de marcha em ambientes de gravidade reduzida.....	41
Tabela 2 - Descrição de cargas suportadas por cada material presente no SSMH.....	57
Tabela 3 - Descrição e valores dos materiais utilizados no SSMH.....	66
Tabela 4 - Comparação de valores de alguns sistemas de suspensão corporal que estão no mercado.....	67

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

SSMH	Sistema de Simulação de Marcha em Hipogravidade
GSSH	<i>Gait Simulation System in Hypogravity</i>
eZLS	<i>enhanced Zero-gravity Locomotion Simulator</i>
LBNP	<i>Low-Body Negative Pressure</i>
RGS	<i>Reduced Gravity Simulator</i>
CPP	Câmara de Pressão Positiva
UGS	<i>Underwater body for Gait Simulation</i>
NASA	<i>National Aeronautics and Space Administration</i>
URSS	União das Repúblicas Socialistas Soviéticas
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
ISS	<i>International Space Station</i>
MIR	Primeira estação espacial modular
IEEE	<i>Institute Electric Electronic Engineer</i>
PC	<i>Personal Computer</i>
LCD	<i>Liquid Crystal Display</i>
CPU	<i>Central Processing Unit</i>
DMS	Dispositivos Montados em Superfície
RISC	<i>Reduced Instruction Set Computer</i>
UART	Transmissão e Recepção Assíncrona Universal
JTAG	<i>Joint Test Action Group</i>
GAP	Ganho dos Amplificadores Programáveis
MIPS	<i>Millions of Instructions Per Second</i>
OSI	<i>Open Systems Interconnection</i>
KED	<i>Kendrick Extrication Device</i>
PVC	Policloreto de polivinila (ou policloreto de vinil)
MDF	<i>Medium Density Fiberboard</i>
LRT	<i>Locomotion Replacement Training</i>
CE	Com Exercício
SE	Sem Exercício
EP	Em pé
BCAA	<i>Branch Chain Amino Acids</i>
COM	Centro de Massa
AST	Área de Secção Transversa
DMO	Densidade Mineral Óssea
aDMO	Área de Densidade Mineral Óssea
vDMO	Volume de Densidade Mineral Óssea
VE	Ventrículo Esquerdo

VD	Ventrículo Direito
VO ₂	Volume de Oxigênio
<i>n</i>	Elementos da Amostra
<i>p</i>	Probabilidade de significância
h	Hora
kN	Quilonewton
kgf	Quilograma força
<i>F</i>	Força (N)
<i>m</i>	Massa (kg)
<i>a</i>	Aceleração (m/s ²)
<i>G</i>	Constante gravitacional
<i>g</i>	Aceleração da gravidade em Terra
A/D	Analógico/Digital
μC	Microcontrolador
1G	Gravidade Terrestre
Ca ²⁺	Cálcio (Biologia)
mV/V	Mili Volt por Volt
V	Volts
hp	<i>Horse-Power</i>
CC	Corrente Contínua
mA	Miliampere
mW	Miliwatt
μA	Micro Ampere
Ghz	Giga-Hertz

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	19
2	OBJETIVOS	20
3	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	22
3.1	CONCEITOS FÍSICOS.....	22
3.1.1	Força.....	22
3.1.2	Primeira Lei de Newton	23
3.1.3	Massa.....	23
3.1.4	Segunda Lei de Newton	23
3.1.5	Força Gravitacional	24
3.1.6	Peso	25
3.1.7	Terceira Lei de Newton.....	25
3.1.8	Mola	26
3.2	EXPLORAÇÃO ESPACIAL.....	26
3.3	FISIOLOGIA AEROESPACIAL	27
3.3.1	O Sistema Muscular em Microgravidade.....	28
3.3.2	O Sistema Ósseo em Microgravidade	30
3.3.3	O Sistema Cardiovascular em Microgravidade.....	31
3.4	A MARCHA HUMANA	32
3.4.1	Locomoção em Hipogravidade	34
3.5	PLATAFORMAS DE FORÇA.....	35
3.5.1	Células de Carga.....	36
3.5.2	Extensômetros	36
3.5.3	Ponte de Wheatstone	37
3.6	SISTEMAS DE SIMULAÇÃO DE MARCHA EM HIPOGRAVIDADE	37
3.6.1	Simuladores de Marcha em Hipogravidade na Reabilitação	42
4	MATERIAIS E MÉTODOS	43

4.1	SISTEMA DE CONTROLE EM MALHA ABERTA	43
4.2	IDENTIFICAÇÃO E ADAPTAÇÃO DOS EQUIPAMENTOS	44
4.2.1	A Estrutura	44
4.2.2	A Suspensão	45
4.2.3	A Simulação	47
4.2.4	A Esteira Ergométrica	48
4.2.5	A Plataforma de Força.....	48
4.2.6	A Comunicação	52
4.3	DESENVOLVIMENTO DE MATERIAIS E EQUIPAMENTOS.....	53
4.3.1	Estrutura Metálica	54
4.3.2	A Suspensão Corporal.....	56
4.3.3	Preparação das células de carga	58
4.3.4	Instrumentação do Sub-Sistema de Força	59
4.3.5	Instrumentação do Sub-Sistema de Comunicação	61
4.3.6	Fonte de Alimentação.....	62
4.3.7	Circuito de Emergência.....	63
4.4	O VOLUNTÁRIO E A REALIZAÇÃO DOS TESTES.....	63
4.5	INTEGRAÇÃO E VERSÃO FINAL DO SISTEMA.....	65
4.6	ORÇAMENTO FINAL DO SSMH	65
5	RESULTADOS E DISCUSSÕES	68
5.1	TESTE DE MATERIAIS E EQUIPAMENTOS	68
5.1.1	A Estrutura, Suspensão Corporal	68
5.1.2	Calibração.....	69
5.1.3	A Plataforma de Força e o Sub-sistema de Comunicação	69
5.1.4	Teste de Marcha	70
5.1.5	Resultados dos Testes.....	72
5.2	CONCLUSÃO E DISCUSSÕES	74
6	CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	76

7 REFERÊNCIAS77

ANEXOS.....85

1 INTRODUÇÃO

A humanidade sempre foi fascinada pela imensidão do universo e suas estrelas. Nosso espírito naturalmente explorador e aventureiro nos faz buscar, cada vez mais, desvendar o espaço. Observando o céu, os sumérios calcularam a posição e o movimento dos planetas, deram nomes as constelações do zodíaco, explicações para as estações meteorológicas, viram e previram eclipses, etc (Robayo, 2014).

Um dos objetivos dos programas espaciais em enviar seres vivos ao ambiente extraterrestre foi o de observar o desempenho humano em tal situação e trazê-los de volta à Terra a salvo. As pesquisas avançaram muito nos anos 60, dando a oportunidade para Gherman S. Titov orbitar a terra por 25h, realizando o primeiro teste de resposta humana à exposição prolongada à microgravidade. Com o monitoramento médico realizado antes, durante e após as missões compreendeu-se que, quanto mais tempo a tripulação permanecia no espaço, mais mudanças fisiológicas como perda óssea e muscular, disfunções cardiovasculares e redução da função imune, eram relatadas, o que motivou a comunidade científica a desenvolverem contramedidas, para evitar os danos causados pela microgravidade (Clément, 2011; Grimm et al, 2016).

Mesmo com uma rotina de exercícios diária em sistemas como ciclo-ergômetro com vibração (Hughson, 1994); Flywheel ou volante de inércia para treinamento isoinercial (Shackelford, 2004; Tesch, 2004); sistema de vibração isolada (Trappe, 2007); e a caixa de pressão negativa ou LBNP box (Guell, 1995), músculos e ossos posturais (ou antigravitacionais), como o músculo sóleo (Lambertz, 2001) e os ossos do quadril (Lang, 2004), não apresentaram melhoras relevantes.

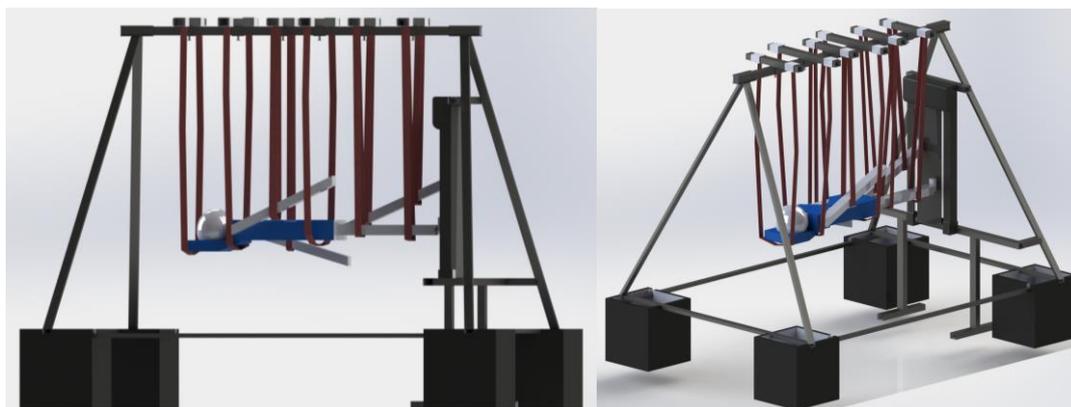
Ao analisar que o alto impacto da corrida e caminhada causa estresse necessário para estimular os músculos e ossos responsáveis pela manutenção da postura reduzindo os danos causados pela hipogravidade, as pesquisas relacionadas aos sistemas simuladores de marcha aumentaram consideravelmente tornando-os necessários para evitar descondicionamento ósseo, muscular e cardiovascular antes, durante e após missão espacial (Cadore, 2005; Clément, 2011).

Diante disso, foram desenvolvidos sistemas de simulação de marcha em hipogravidade, tendo como um componente essencial esteiras ergométricas. Tais sistemas foram aprimorados com o passar dos anos, mas algumas limitações continuam presentes, sendo elas: o desconforto apresentado pelos sistemas de suspensão vertical (Donelan e Kram, 1997 e 2000;

Disiuta, 2014); alto custo do protótipo (Perusek, 2007); técnicas de execução complexas (Mirvis, 2011).

Procurando mudar essa realidade, o presente projeto apresenta o desenvolvimento de um sistema de simulação de marcha em ambiente de hipogravidade, sendo composto por: Estrutura, sub-sistema de suspensão, sub-sistema de simulação, sub-sistema de força, sub-sistema de comunicação Wireless (Figura 1).

Figura 1 - O Sistema de Simulação de Marcha em Hipogravidade.



Fonte: A Autora (2016).

A estrutura utilizada para desenvolvimento do simulador, é a mesma utilizada para a simulação de massagem cardíaca externa (Dalmarco, 2006). Esse projeto visou aprimorar e adaptar a estrutura existente. Um sub-sistema de suspensão foi desenvolvido especificamente para a estrutura, assim como o suporte para fixação da esteira ergométrica, compondo então uma estrutura mecânica que permite simular a combinação de suspensão e marcha simultaneamente.

Para simulação dos ambientes de hipogravidade um conjunto de cordas elásticas foram fixadas nas laterais da esteira e presas ao colete, simulando Terra, Marte e Lua através de diferentes tensões elásticas. O sub-sistema de força é composto por esteira ergométrica e a plataforma de força. O sub-sistema de comunicação sem fio com conexão por wifi, permite que o pesquisador tenha acesso aos dados das células de carga.

2 OBJETIVOS

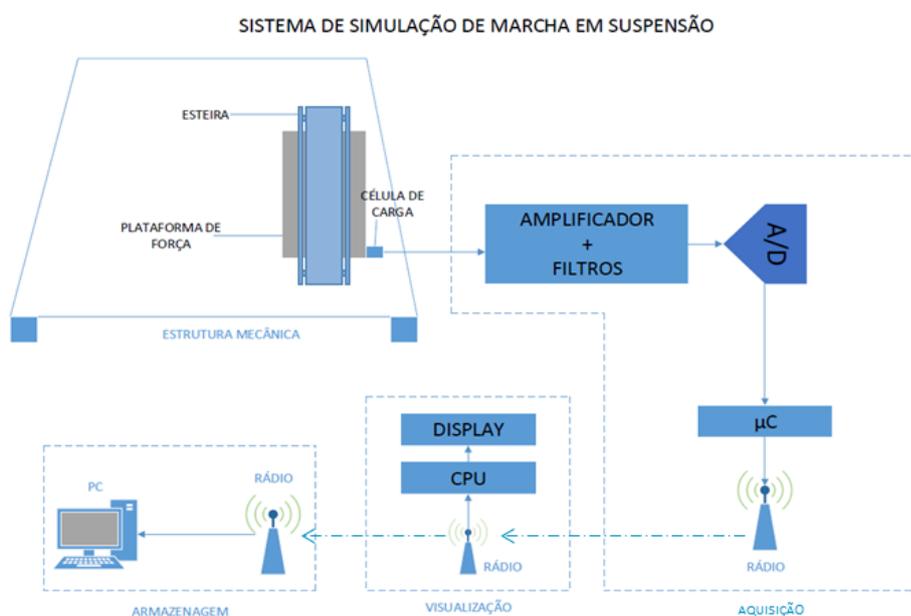
O presente estudo objetivou desenvolver um protótipo funcional de um sistema de simulação de marcha em hipogravidade, dotada de um sistema eletrônico capaz de medir, com a utilização de células de carga, o peso aparente do voluntário, simulando marcha em ambientes de microgravidade (Figura 2). As fitas, cintas e o colete foram escolhidos e

posicionados de forma que permitem a extensão do quadril durante a marcha. Isso possibilitará a realização de estudos de fisiologia e biomecânica aeroespacial, e futuros estudos com envelhecimento e reabilitação física em terra, visando a utilização de materiais de baixo custo.

Os objetivos específicos desse trabalho foram:

- Desenvolver um sistema de suspensão composto de cintos, elásticos, colete e faixas para fixação do sujeito que permita mobilidade de tronco e quadril durante a marcha;
- Desenvolver uma plataforma de força composta por um conjunto células de carga e de toda a eletrônica necessária para a leitura;
- Implementar uma CPU (Central Processing Unit) para a leitura, envio e armazenamento dos dados da plataforma de força, com conexão wifi;
- Integrar a plataforma de força na parte posterior da esteira ergométrica;
- Implementar uma CPU para recebimento e visualização dos dados, provenientes da CPU da plataforma de força, em um display LCD (Liquid Crystal Display) dotado de conexão wifi;
- Desenvolver um sistema de interface com o usuário capaz de fornecer os dados de forças de reação ao solo exercido pelo voluntário, durante a caminhada ou corrida em ambiente de simulação de hipogravidade.

Figura 2–Diagrama de blocos da integração final do sistema de simulação de marcha em hipogravidade.



Fonte: A Autora (2017).

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

A revisão da literatura e as teorias principais para o entendimento adequado desse estudo podem ser encontradas nas seções a seguir.

3.1 CONCEITOS FÍSICOS

Devido ao caráter multidisciplinar (física, engenharia e medicina) desta pesquisa, torna-se necessário um bom entendimento de conceitos básicos de física. A física é a mais fundamental das ciências naturais por preocupar-se, inclusive, com os princípios básicos do universo. Desenvolvida antes de 1900, a física clássica, inclui conceitos, teorias, leis e experimentos em mecânica clássica, termodinâmica, eletromagnetismo e óptica.

Galileu Galilei (1564-1642) por meio de trabalho das leis de movimento com aceleração constante contribuiu significativamente com a mecânica clássica. Johannes Kepler (1571-1630) desenvolveu leis empíricas em relação ao movimento de corpos planetários. Isaac Newton (1642-1727) é considerado um dos mais importantes teóricos da mecânica clássica que, além de suas leis, foi um dos criadores do cálculo como ferramenta matemática. James Clerk Maxwell criou uma teoria unificada do eletromagnetismo tornando-a básica para todas as áreas da física juntamente com a mecânica. Além de muitos outros teóricos importantes para as descobertas feitas até os dias de hoje (Serway e Jewett, 2015).

No fim do século XIX a física moderna começou a aparecer devido a gama de fenômenos físicos que a física clássica não conseguia explicar. A teoria da relatividade e a mecânica quântica foram os dois desenvolvimentos mais importantes da era moderna (Serway e Jewett, 2015).

3.1.1 FORÇA

Força pode significar poder, energia, impulso, etc. Nem sempre está ligado à ação muscular ou alguma mudança no estado de movimento de um corpo. A força é uma ação física que causa deformação ou altera o estado de repouso ou de movimento de um determinado objeto. É uma grandeza capaz de vencer a inércia de um corpo. Os tipos de forças conhecidas nos dias de hoje são as forças de contato (puxando uma mola ou arremessando uma bola de basquete) que representa o resultado do contato físico entre dois corpos, e as forças de campo que não envolvem contato físico, agindo através do espaço vazio (Serway e Jewett, 2015).

Um exemplo de forças de campo é a força gravitacional entre dois corpos que provoca a aceleração em queda livre. Ela mantém os corpos ligados a Terra e da origem ao que comumente chamamos de peso de um corpo. A força gravitacional também é a força que mantém os planetas do nosso sistema solar ligados ao sol. Outro exemplo é a força elétrica que uma carga elétrica exerce sobre a outra, por exemplo, um elétron e um próton formando um átomo de hidrogênio. E por último a força que um ímã em uma barra exerce sobre um pedaço de ferro. Já a nível atômico todas as forças classificadas como de contato acabam sendo causadas por forças elétricas semelhantes à força elétrica de atração. A distinção de campo e contato é usada somente a nível macroscópico (Serway e Jewett, 2015).

3.1.2 PRIMEIRA LEI DE NEWTON

Por vezes chamada de Lei da inércia, a primeira lei do movimento de Newton, pode ser enunciada em termos mais simples como, “Se um corpo interage com outros corpos, é possível identificar um sistema de referência em que o corpo tem aceleração zero” (Serway e Jewett, 2015). Essa lei diz que a velocidade de um corpo tende a permanecer constante caso nenhuma força atue sobre ele, mantendo seu estado de movimento. E no caso de uma força agir sobre esse corpo, ocorrerá uma mudança no movimento, a qual será medida pela aceleração (Serway e Jewett, 2015).

3.1.3 MASSA

Pode ser caracterizada como propriedade de um corpo que caracteriza o quanto ele pode resistir a mudanças na sua velocidade. Quanto maior a massa de um corpo, menos ele acelera sob ação de determinada força aplicada. Massa e Peso são grandezas físicas distintas, essa diferença fica visível quando mudamos o ambiente gravitacional em questão, ou seja, um corpo que pesa 60 kg na Terra pesa apenas 20 kg em Marte e 10 kg na Lua, mas a massa desse corpo é sempre a mesma, independente do ambiente (Serway e Jewett, 2015).

3.1.4 SEGUNDA LEI DE NEWTON

Como descrito no tópico 3.1.2., a primeira lei de Newton preocupa-se em explicar o que acontece com um corpo quando nenhuma força atua sobre ele, permanecendo em repouso ou movendo-se em linha reta com velocidade constante. Mas o que aconteceria com esse corpo se uma ou mais forças agissem sobre ele é facilmente explicado pela Segunda Lei de Newton, que diz que “Quando vista de um referencial inercial, a aceleração de um corpo é diretamente proporcional a resultante das forças que agem sobre ele é inversamente proporcional a sua

massa” (Serway e Jewett, 2015). Matematicamente podemos descrever a força como sendo produto da massa inercial de um corpo pela aceleração da gravidade na Equação 1 (Serway e Jewett, 2015):

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

3.1.5 FORÇA GRAVITACIONAL

A força gravitacional está tão presente no dia-a-dia terrestre que quase não é notada. Todos os corpos são atraídos pela Terra graças a força gravitacional F_g , direcionada ao seu centro. Essa força é uma das forças fundamentais da natureza e é mútua de atração entre quaisquer dois corpos no universo. Apesar de ser forte entre dois corpos macroscópicos, é a mais fraca dentre as forças fundamentais (Serway e Jewett, 2015).

Newton sabia que uma força resultante atuava sobre a Lua, pois, se essa força não existisse, a Lua se moveria numa trajetória em linha reta e não orbitaria de forma circular. Ele percebeu que essa força atrativa entre Lua e Terra e entre Sol e Planetas não era algo particular de cada destes sistemas, mas sim, uma atração geral e universal entre os corpos (Serway e Jewett, 2015).

A Lei da gravitação universal de Newton afirma que “cada partícula do Universo atrai todas as outras com uma força que é diretamente proporcional ao produto das suas massas e inversamente proporcional ao quadrado da distância entre elas” (Serway e Jewett, 2015). Cavendish (1731-1810) determinou a constante de gravitação universal G com valor de $6,67 \times 10^{-11} \text{N} \cdot \text{m}^2/\text{kg}^2$, analisando a força de atração entre duas pequenas esferas, que, ao ser inserido na fórmula da força gravitacional de Newton, definida pela Equação 2, permite que a mesma possa ser expressa como uma equação exata em forma de proporcionalidade universal (Serway e Jewett, 2015):

$$F = G \cdot \frac{M_1 \cdot m_2}{d^2} \quad (2)$$

Onde M_1 é o corpo de maior massa, o qual gera o campo gravitacional, e m_2 é o corpo orbitante, d é a distância entre eles (não há limite para d e o numerador nunca se anula, mostrando que a gravidade é presente em todo espaço) e G é a constante gravitacional universal.

Para Newton, a intensidade do campo gravitacional é definida pela Equação 3 (Serway e Jewett, 2015):

$$g = G \cdot \frac{M_1}{d^2} \quad (3)$$

A aceleração da gravidade na superfície da Terra é definida como g e seu valor varia minimamente em relação à latitude em diferentes pontos do planeta. Em algumas regiões do espaço temos a microgravidade, o qual pode possuir um intervalo de 10^{-2} até 10^{-6} g e pode ser definido como um ambiente em que o peso aparente de um sistema é menor em relação ao seu peso real devido à gravidade (Rogers, 1997). Já os valores compreendidos entre 10^{-2} g e $1g$ são denominados hipogravidade e dentro desse termo temos a aceleração da gravidade em Marte de $3,71\text{m/s}^2$ e na Lua de $1,62\text{ m/s}^2$ (Rogers, 1997).

Em 1916, Einstein publicou sua teoria da gravitação, conhecida como teoria geral da relatividade em resposta ao fato de a massa que possui duas propriedades aparentemente diferentes, por um lado determina uma força de atração gravitacional mútua entre dois corpos (lei da gravitação universal de Newton) e também representa uma resistência de um único corpo à aceleração. O que Einstein queria dizer com sua teoria é que a gravidade causa uma deformação do tecido espaço-tempo (Russel, 2005; Serway e Jewett, 2015).

3.1.6 PESO

O peso não é uma propriedade inerente de um corpo, mas sim, uma medida da força gravitacional entre o corpo e o Planeta em questão. Como dito, o peso depende da aceleração da gravidade (g) ele varia com a localização, em Terra $g = 9,80\text{ m/s}^2$. Um corpo pode pesar menos em altitudes elevadas do que ao nível do mar pela diminuição de g devido ao aumento da distância do centro da Terra (Serway e Jewett, 2015).

3.1.7 TERCEIRA LEI DE NEWTON

Essa lei declara que as forças sempre ocorrem em pares, ou que uma única força isolada não pode existir. Pode-se dizer que “se dois corpos interagem, a força F_{12} exercida pelo corpo 1 sobre o corpo 2 é igual em módulo e oposta em sentido à força F_{21} exercida pelo corpo 2 sobre o corpo 1, ou seja: $F_{12} = - F_{21}$ ”. A força que o corpo 1 exerce sobre o corpo 2 pode ser chamada de força de ação e a que o corpo 2 exerce sobre o corpo 1 pode ser chamada de reação. A força de ação é igual em módulo à de reação e oposta em sentido, lembrando que essas forças atuam sobre corpos diferentes. Por exemplo, a força que age sobre um projétil que cai livremente é a força gravitacional exercida pela Terra no projétil e a reação desta força é a força gravitacional exercida pelo projétil sobre a Terra, acelerando a mesma em direção ao projétil. Como a Terra tem uma massa muito maior que a do projétil, sua aceleração por causa dessa força de reação é quase desprezível de tão pequena (Serway e Jewett, 2015).

3.1.8 MOLA

Faz-se necessário entender a deformação sofrida por distensão e compressão de sistemas, tendo em vista que, esse projeto possui diversos materiais elásticos como, cordas, cabos e molas. A lei que está relacionada à elasticidade dos corpos e que é capaz de calcular a deformação causada pela força exercida sobre o mesmo é chamada de Lei de Hooke. Compreendida pela Equação 4:

$$F_m = -kx \quad (4)$$

Onde, x é a posição do objeto e k é a constante elástica do componente elástico. A força requerida para distender ou comprimir um sistema elástico é proporcional a quantidade de distensão ou compressão x , e o valor de k mede a rigidez da mola (Serway e Jewett, 2015).

3.2 EXPLORAÇÃO ESPACIAL

À medida que os seres humanos se aventuram em regiões ainda inexploradas do espaço, um novo conhecimento científico acerca das adaptações a microgravidade irá afetar os esforços da exploração. Através da história da exploração aeroespacial, a conquista de cada novo marco fomentou novos desafios destinados a aprimorar a segurança e a saúde humana, enquanto ao mesmo tempo se procurava emparelhar o desempenho das aeronaves com as demandas ambiciosas de voar mais rapidamente e em altitudes cada vez mais elevadas (McArdle, 2013; Robayo, 2014)

Com o fim da segunda guerra mundial e o início da guerra fria, Estados Unidos (EUA) e União das Repúblicas Socialistas Soviéticas (URSS) iniciaram a corrida espacial. A corrida espacial possibilitou descobertas que afetaram nossas vidas em todos os aspectos. Essas descobertas incluíam desenho, construção e voo de foguetes, teleguiados e sistemas de propulsão, as demandas de adaptações fisiológicas aos voos espaciais tripulados e as mais de 30.000 aplicações práticas de “transferência de tecnologia” em virtude das experiências interdisciplinares em físico-química, microbiologia, genética, medicina e fisiologia do exercício (Robayo, 2014)

A URSS surpreendeu o mundo ao lançar o Sputnik I, primeiro satélite artificial a orbitar a terra, em 4 de outubro de 1957. Esse satélite era uma esfera de metal constituído por uma liga de alumínio com 83,6kg e 58 centímetros de diâmetro. Orbitou a Terra por três meses completando 1400 voltas. Em novembro do mesmo ano, o Sputnik II foi lançado com um ser vivo a bordo, a cadela Laika, com o objetivo de provar que era possível sobreviver à ausência de gravidade e sobreviver em órbita (Robayo, 2014, Winter, 2007).

Em julho de 1958 a National Aeronautics and Space Administration (NASA) é criada, sendo responsável por administrar o programa espacial dos Estados Unidos. Após esse lançamento os experimentos e pesquisas com animais continuaram a todo vapor, até no dia 1 de abril de 1961 o primeiro ser humano é enviado pela URSS ao espaço na Vostok I. Yuri Gagarin orbitou a terra por uma hora. Para não ficar para trás, no dia 5 de maio de 1961, os Estados Unidos enviaram o astronauta Alan Shepard para um voo sub-orbital de 15 minutos a bordo da Freedom7. Ainda em 1961, mais precisamente no dia 7 de agosto, Titov foi ao espaço como o mais jovem, segundo soviético e terceiro homem a ter viajado. Essa missão investigou os efeitos da longa exposição à gravidade reduzida no organismo humano e a habilidade humana de trabalhar nesse ambiente (McArdle, 2013; Robayo, 2014, Winter, 2007).

Em 20 de fevereiro de 1962 os Estados Unidos enviam John Glenn para orbitar a Terra a bordo da capsula espacial Friendship7, na qual completou três voltas em volta do planeta.

O discurso de Kennedy na Universidade Rice com a famosa frase:

“We choose to go to the moon. We choose to go to the Moon in this decade and do the other things, not because they are easy, but because they are hard”.

“Nós decidimos ir à Lua. Nós decidimos ir à Lua nessa década e fazer as outras coisas, não porque elas são fáceis, mas porque elas são difíceis”.

Deu início ao ambicioso programa espacial tripulado iniciado com o Projeto Mercury, seguido do Gemini, até chegar no projeto Apollo, que foi responsável por aflorar o interesse na exploração Lunar. A Apollo 8 foi pioneira circundando a Lua e em 1969 o Apollo 11 pousa em superfície lunar dando oportunidade para outras seis missões Apollo alcançarem solo Lunar. A exploração Marciana iniciou-se com a URSS enviando as sondas gêmeas Marte 2 e 3, onde somente a sonda 3 teve êxito ao aterrissar no planeta vermelho (McArdle, 2013; Winter, 2007).

3.3 FISILOGIA AEROESPACIAL

A ausência de gravidade, altos níveis de radiação entre outras mudanças induzidas pelo voo espacial afetam o corpo humano como um todo, causando mudanças significativas em vários sistemas, um exemplo clássico é a desorientação espacial presente nas transições de gravidade. Tanto ao entrar em um ambiente microgravitacional quanto ao se readaptar ao ambiente terrestre, as funções neurais autonômicas são afetadas. A ausência de peso envolve a adaptação dos efeitos reflexivos e de orientação mediados pelo sistema vestibular e também a acomodação de todo o sistema de controle postural e muscular do corpo em um ambiente de

força completamente diferente. A exposição a microgravidade pode também alterar as estratégias cognitivas utilizadas em tarefas que envolvem navegação e representação mental do espaço tridimensional (Goswami et al. 2013; Clément, 2003).

A alta incidência de intolerância ortostática pode ser o resultado da alteração hemodinâmica cerebral em voos espaciais levando alguns astronautas a apresentarem pré-síncope (Blaberet al. 2011; Goswami et al. 2013). Essa intolerância é na verdade um problema do sistema de controle cardiopostural que engloba o controle de volume sanguíneo, controle barorreflexo, efetividade da musculatura esquelética, auto-regulação cerebral, descondicionamento cardíaco e muscular, e controle sensorio-motor (Blaberet al. 2009). O sistema cardiovascular consegue se ajustar, dentro de poucas horas, após entrar em microgravidade. Essa adaptação ao ambiente de gravidade reduzida causa descondicionamento cardiovascular que podem ser notados imediatamente após a reentrada em ambiente terrestre.

O sistema musculoesquelético sofre descondicionamento devido a mudanças no metabolismo em consequência da ausência de gravidade, perda crônica de cálcio e diminuição drástica do estresse causado pelo impacto (Goswami et al. 2013; Clément, 2011). E por fim, o equilíbrio térmico, a termorregulação e os ritmos de temperatura circadiana são alterados durante os voos espaciais reais e simulados, devido a mudanças na transferência de calor (área de superfície corporal de troca de calor atenuada), deslocamento de fluido para o núcleo central, alterações no sistema nervoso autônomo e alterações no metabolismo e na composição corporal (Goswami et al. 2013).

Diante das breves mudanças fisiológicas apresentadas acima, pode-se dizer que a atividade física é considerada necessária para manutenção da aptidão física durante as missões espaciais. As contramedidas adotadas até os dias de hoje nas estações espaciais e em órbita fornecem informações importantes sobre estímulos capazes de impactar na regulação da homeostase de diversos sistemas. Os tópicos abaixo dão ênfase nos sistemas cardiovascular, muscular e esquelético em situações reais e simuladas de ambientes microgravitacionais.

3.3.1 O SISTEMA MUSCULAR EM MICROGRAVIDADE

A carga imposta pela gravidade no corpo humano ajuda na manutenção da homeostase corporal e a ausência dela coloca os músculos e ossos em situação de uso reduzido. Em missões espaciais de longa duração, o descondicionamento muscular pode limitar a capacidade de trabalho da tripulação, além de ser negativo na transição de gravidade zero (zero G) para gravidade terrestre (1G), devido à atrofia e fraquezas musculares. Os músculos

anti-gravitacionais, mais conhecidos como posturais, devem sua importância e força à gravidade (Pompero, 2003). Como os músculos correspondem a cerca de 40% da massa corporal, mudanças no peso durante e após uma viagem espacial podem ser indicadores de atrofia muscular (Pompero, 2003; Clément, 2011).

Um grupo de pesquisadores utilizou um Ankle Ergometer (dispositivo mecânico voltado para estudos da biomecânica dos músculos da panturrilha expostos a microgravidade) (Tognella et al, 1997) para avaliar os flexores plantares de quatorze cosmonautas antes e depois da exposição a 90-180 dias de voo espacial, com o objetivo de investigar mudanças em força, velocidade e rigidez de músculos, tendões e articulações. Os resultados mostraram uma redução de 17% no torque de isometria máxima, 31% na velocidade máxima de encurtamento, 39% na ativação muscular máxima, 21% de diminuição na rigidez pós voo e aumento de 25% na rigidez do tendão muscular (Lambertz et al., 2001).

Trappe e colaboradores (2009) avaliaram 9 tripulantes da International Space Station (ISS) que passaram por um regime de seis meses de exercícios (5h/semana exercícios aeróbios e 3-6 dias/semana de exercícios de resistência para membros inferiores, segundo o artigo). As análises musculares foram feitas 40 dias antes da missão e quatro dias após o retorno. O volume muscular da panturrilha diminuiu $13 \pm 2\%$, o Sóleo apresentou uma atrofia $15 \pm 2\%$ maior que o gastrocnêmio, pico de força muscular diminuiu 32% após missão, velocidade caiu de -20% para -29%, houve diminuição de fibras do tipo I e redistribuição de fibras de contração rápida no gastrocnêmio e sóleo. Para continuar a observação de mudanças causadas à nível celular, Widrick et al. (1999) avaliaram 4 astronautas após 17 dias de voo espacial, mostrando uma diminuição no diâmetro de fibras do tipo I de 8%, redução de 15% na área de secção transversa da fibra, reduzindo a capacidade de produção de força em 21% (declínio no pico de Ca^{2+}).

Por fim, em estudos de acamamento (bed rest), juntamente com exercício, Mulder et al (2015) avaliaram a eficácia de um regime de exercícios diários nomeado LRT- *locomotion replacement training* (agachamento, saltos e flexão plantar), em dez indivíduos divididos em: sem exercício (SE) e com exercício (CE), que consistia em LRT ou 25min em pé (EP) por cinco dias de acamamento (bed rest) a inversão postural de 6°. Foi identificada uma redução na área de secção transversa (AST) dos extensores de joelho e flexores plantares de 2-3% para o grupo SE e CE-EP, e não houve alteração para CE-LTR. A força de extensão isométrica de joelho diminuiu 8% para SE, manteve-se para CE-EP, e aumentou 12% para CE-LTR. Força isométrica de flexores plantares, ativação neural e capacidade de fadiga dos extensores de

joelho mantiveram-se inalterada para todas as condições.

3.3.2 O SISTEMA ÓSSEO EM MICROGRAVIDADE

A remodelação óssea é essencial para a “saúde do osso” e acontece graças aos processos de formação dos osteoblastos e reabsorção pelos osteoclastos. Esse tecido é um sistema orgânico, dinâmico e sensível a doenças e lesões (Rossi, 2008). Segundo Shang (2013), na presença da microgravidade, há mudança nas estruturas e funções dessas células ósseas, incluindo morfologia, citoesqueleto, crescimento celular e diferenciação. Além disso, a formação óssea reduzida pelos osteoblastos e a reabsorção óssea aumentada pelos osteoclastos são induzidas, causando um grande desequilíbrio na remodelação óssea.

O efeito osteopênico do voo espacial começou a ser observado nas missões Vostok II e III devido ao aumento da excreção de cálcio na urina de cosmonauta, o que aumenta a incidência de formação de urolitíase (para analisar a incidência de urolitíase é necessário estimar a supersaturação de compostos formadores de pedra presentes na urina e assim como uma análise química da mesma) (Colleran et al. 2000). Foi o que descobriu Smith et al. (1999) ao examinar dois cosmonautas e um astronauta antes, durante e após missão espacial (115 dias – MIR 18). Os pesquisadores observaram que a ingestão e absorção de cálcio estavam 50%, diferente da reabsorção óssea e excreção de cálcio pela urina que se encontravam 50% aumentadas, totalizando uma perda de 250mg de cálcio por dia durante a missão.

Os experimentos usando ratos em suspensão caudal mostraram que a manutenção do osso também depende da correta distribuição, pressão e fluxo do sangue. Doty (1990) fez um experimento com 5 ratos Wistar expostos a 12,5 dias de voo espacial, mostrando uma diminuição no número de complexos de Golgi em ratos expostos ao ambiente microgravitacional de $11,3 \pm 6,1$ de complexos por célula em comparação aos ratos controle em cativeiro com uma média de $14,4 \pm 3,4$ complexos por célula. Os autores sugerem que o voo espacial cria uma diminuição de energia dentro dos osteoblastos alterando a síntese de colágeno.

Em seu estudo, Sibonga et al (2007) analisaram coluna vertebral, trocânter, pélvis, colo do fêmur, lombar e calcâneo em 45 astronautas que tripularam uma missão de longa duração (> 4 meses), a perda de massa óssea variou entre 2% a 9% em todos os ossos analisados, os autores afirmaram que são necessários cerca de nove meses para restaurar 50% da perda óssea e três anos para ter uma recuperação total.

Um estudo com 14 tripulantes em uma missão espacial com duração de 6 meses avaliou a densidade mineral óssea (DMO) em área (aDMO) e volume cortical e trabecular (vDMO) do

quadril e coluna, os resultados mostraram uma diminuição de 0,9%/mês, na coluna, 1,4-1,5%/mês no quadril e 0,9%/mês após 4, 5 e 6 meses de período de voo (aDMO). Perda de vDMO total na coluna de 0,9% e vDMOtrabecular diminuiu 0,7% por mês. No quadril vDMO cortical e trabecular 1,2% - 1,5% e 2,2 – 2,7% respectivamente (Lang, 2004).

3.3.3 O SISTEMA CARDIOVASCULAR EM MICROGRAVIDADE

O sistema cardiovascular envolve muitos subsistemas que interagem uns com os outros, e, com outros sistemas fisiológicos para assegurar a homeostase geral. Em microgravidade, há uma perda do gradiente de pressão hidrostática nos sistemas venoso e arterial, fazendo com que o sangue seja deslocado da parte inferior para o tórax e cabeça, aumentando a quantidade de sangue dentro do coração. Em resposta a isso, o coração aumenta a quantidade de sangue bombeado e inicia uma redistribuição e diminuição do volume plasmático. Essa diminuição de volume plasmático aumenta os níveis de hematócritos, a secreção de eritropoietina diminui e a massa absoluta de glóbulos vermelhos também é diminuída. Esses mecanismos compensatórios acontecem para retornarem o volume venoso central, débito cardíaco e volume sistólico aos valores pré voo. Longas exposições ao ambiente de microgravidade também reduzem a capacidade aeróbia causando descondição cardiovascular pós-voo (Santos e Bonamino, 2003; Hargens, 2009; Clément, 2011; Vaquer e Mesquida, 2013).

Uma hipótese levantada por Hargens e Watenpaugh (1996) mostra que a remoção da compressão vascular, exercida pelos órgãos, causaria diminuição das pressões intravasculares, levando a redução da pressão venosa central. A ausência da gravidade provoca a inibição dos reflexos induzidos pelo barorreceptor, resultando em grandes mudanças na distensão necessária para induzir as mesmas alterações na frequência cardíaca em micro ou hipogravidade comparado com a gravidade da Terra. Consequentemente, observa-se uma redução da resistência vascular sistêmica e uma ligeira diminuição da pressão arterial durante o voo espacial. (Vaquer e Mesquida, 2013; Russomano, 2012; Clément, 2011).

Uma avaliação de massa e volume do ventrículo esquerdo (VE) e ventrículo direito (VD) foi realizada por Dorfman e colaboradores (2007) em 24 mulheres saudáveis após 60 dias de acamamento com inversão posturas de 6° (head-down-tilt bedrest). As voluntárias foram divididas em grupo controle (1), grupo exercício (que realizaram exercícios em uma esteira vertical em câmara de pressão negativa a 40-80% do volume de O₂ (Oxigênio) consumido pré-acamamento e treino de resistência com Flywheel) (2) e grupo suplementado de proteína e aminoácido de cadeia ramificada (BCAA) (3). O Grupo 1 mostrou redução no volume de VE (96±26 para 77±25 ml; P=0.03) e VD (104±33 para 86±25 ml; P=0.02), massa

de VE (2.2 ± 0.2 para 2.0 ± 0.2 g/kg; $P=0.003$) e VD (0.8 ± 0.1 para 0.6 ± 0.1 g/kg; $P<0.001$), no Grupo 2 não houveram mudanças no volume de VE e VD, mas houveram aumentos significativos na massa do VE (1.9 ± 0.4 para 2.3 ± 0.3 g/kg; $P<0.001$) e VD (0.7 ± 0.1 para 0.8 ± 0.2 g/kg; $P=0.002$), já o Grupo 3 não apresentou redução na massa do VE e VD mas houveram diminuições no volume de VE (103 ± 14 para 80 ± 16 ml; $P=0.02$). Esse estudo levou os pesquisadores à conclusão de que o uso de suplementação combinado com exercícios físicos poderia ser uma potente contramedida para evitar o descondicionamento cardiovascular.

Um estudo recrutou uma série de participantes onde, 8 homens sedentários foram expostos a 6 (n=5) e 12 (n=3) semanas de acamamento (bedrest) horizontal e 4 astronautas expostos a eliminação completa dos gradientes hidrostáticos durante voo espacial de 10 dias. Dentre as amostras coletadas destaca-se a análise da massa muscular do ventrículo esquerdo (VE). Durante 6 semanas de acamamento (bedrest) houve diminuição de massa do VE de $8.0\pm 2.2\%$ ($p=0.005$), com uma atrofia adicional de $7.6\pm 2.3\%$ em 12 semanas e após 10 dias de voo houve diminuição de massa do VE de $12\pm 6.9\%$ ($p=0.07$). Os autores sugerem um remodelamento fisiológico em respeito às mudanças de carga, mostrando a redução de trabalho do miocárdio induzida por um ambiente de microgravidade real ou simulado demonstra a plasticidade do músculo cardíaco sob condições adversas (Perhonen et al, 2001).

3.4 A MARCHA HUMANA

A locomoção é uma forma eficiente e única de sobreviver no reino animal, permitindo escapar do perigo ou perseguir uma presa e buscar um clima melhor. Nós, seres humanos, nos locomovemos usando as pernas, o que não é muito eficaz devido ao contínuo reposicionamento do pé no chão e a conseqüente desaceleração, mas, com a vantagem de que elas permitem a mudança brusca de direção, saltar obstáculos, escalar, entre outras características (Saibene, 2003).

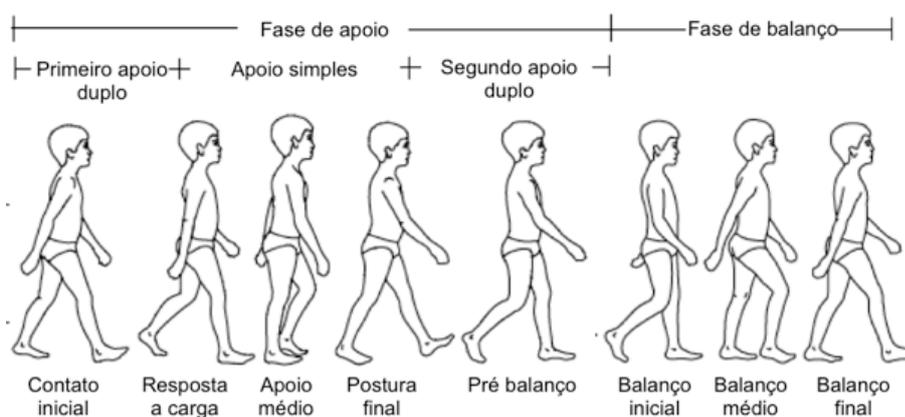
Caminhar e correr são movimentos básicos presentes no dia-a-dia do homem e por mais comuns que pareçam são movimentos muito complexos. Eles podem ser descritos usando dois modelos simples: um pêndulo invertido e uma mola. A marcha humana é um processo de locomoção onde o corpo ereto em movimento é primeiramente apoiado por uma perna e logo pela outra. O ato de andar é caracterizado pela ação de forças contínuas de reação do solo que apoiam o corpo e pelo movimento periódico de cada um dos pés durante cada fase de apoio. Os músculos se contraem em cada etapa para mover os segmentos corporais na sequência

correta, e o trabalho é feito pela interação de energias mecânicas, potencial, cinética e elástica. (Vaughan, 1992; Saibene, 2003).

“A locomoção humana envolve a transferência de um centro de massa (COM) através de uma determinada distância. O ciclo da marcha descreve os parâmetros de tempo e espaço que ocorrem nas distintas atividades de caminhada e corrida. Os membros inferiores do corpo experimentam ambos os períodos de apoio e balanço, mas o tempo de contato destas fases de apoio e balanço diferenciam as duas tarefas de caminhada e corrida” (Dicharry, 2010). O padrão de marcha humana pode ser associado ao movimento de uma roda, pois o padrão cíclico do movimento é repetido diversas vezes, passo após passo.

A Marcha é dividida em duas fases, a fase de apoio (pés no chão) e a fase de balanço (onde o pé não está mais em contato com o chão e a perna correspondente está se deslocando para frente preparando-se para o próximo passo). A fase de apoio, por sua vez, é subdividida em três partes: Primeiro apoio duplo, onde os dois pés estão em contato com o chão; Apoio simples, quando o pé direito está apoiado e o pé esquerdo está em movimento; e Segundo apoio duplo, quando os pés estão novamente em contato com o solo (Figura 3) (Vaughan, 1992).

Figura 3 - Fases de apoio e balanço da marcha, juntamente com as subdivisões da fase de apoio e os oito ciclos de toda a Marcha.

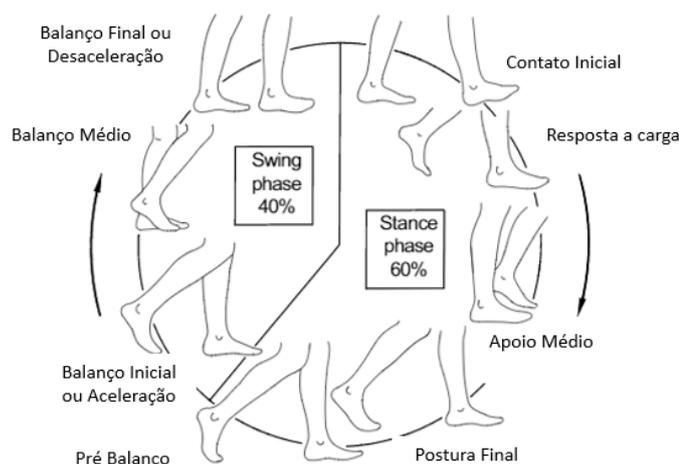


Fonte: Adaptado de Vaughan (1992).

Segundo Dicharry (2010) e Vaughan (1992) a marcha humana pode ser subdividida em oito ciclos, onde cinco deles acontecem na fase de apoio (Figura 4): contato inicial, onde o ciclo se inicia e é representado o ponto em que o centro de gravidade do corpo está na posição mais baixa; resposta a carga, onde a superfície plantar toca o solo; apoio médio, onde o pé em movimento passa o pé de apoio e o centro de gravidade está na posição mais alta; postura final, quando o calcanhar perde o contato com o solo; e, por fim, pré-balanço, onde temos o

término da fase de apoio e o pé deixa o chão. E os outros três estão compreendidos na fase de balanço: balanço inicial ou aceleração, a qual começa quando o pé deixa o chão ativando os músculos flexores do quadril; balanço médio que acontece quando o pé passa pelo outro apoiado coincidindo a fase de apoio médio do outro pé; e a fase de balanço final ou desaceleração, onde os músculos agem desacelerando o movimento e preparando o próximo pé para o contato inicial.

Figura 4 - Ciclo da marcha onde é possível notar a predominância da fase de apoio (60%) em relação a fase de balanço (40%).



Fonte: Adaptado de Vaughan (1992).

Cerca de 60% do tempo é gasto durante a fase de apoio e os outros 40% são gastos durante a fase de balanço em um ciclo normal de marcha. Ao contrário de caminhar, correr possui características reversas onde, menos de 40% do tempo é gasto na fase de apoio e mais de 60% é gasto na fase de balanço. Na corrida, o aumento do comprimento da passada é associado ao aumento na velocidade e limitado pelo comprimento da perna e da habilidade para realizar a passada. Apesar da cadência poder ser treinada, é um impacto direto no contato com o solo e a força de reação do solo atuando no corredor, refletem que uma cadência preferencial pode ser escolhida para conter as forças de impacto e taxas de carga (Dicharry, 2010).

3.4.1 LOCOMOÇÃO EM HIPOGRAVIDADE

A gravidade é uma força onipresente que desenvolve um papel essencial na vida e desenvolvimento neuromuscular durante o movimento, isso implica em orientação espacial, tonificação da musculatura antigravitacional e regras de movimentação em um campo gravitacional. Como os humanos nasceram e se desenvolveram sob a aceleração constante dessa força, o sistema nervoso central, presumivelmente percebe a gravidade como um parâmetro constante, por isso, para estudar a marcha hipogravidade estando na Terra a

comunidade científica depende do desenvolvimento de simuladores de marcha em hipogravidade (como pode ser visto no tópico 3.6) esses dispositivos mostram como pode ser o comportamento da fisiologia e biomecânica em um ambiente extraterrestre (Newman and Alexander, 1993; Grambelli et al., 2016).

Em um ambiente com hipogravidade real, como a Lua (0,16 G), astronautas adotaram uma forma de incomum de marcha chamada de looping, que nada mais é que um salto sem troca de base como em uma marcha normal. Isso gera questionamentos como: Quais as mudanças no padrão de marcha humana causadas pela redução na força gravitacional? (Grambelli et al., 2016).

Pavei e colaboradores (2015), fizeram uma comparação entre o salto (skipping) e a corrida, para isso, construíram um sistema de suspensão corporal para simulação de marcha em hipogravidade e analisaram o gasto metabólico e a biomecânica da locomoção. O estudo mostrou que o skipping em gravidade lunar é metabolicamente mais econômico que a corrida em Terra, aproximando-se aos valores da caminhada em Terra. Outro estudo de Pavei e Minetti (2015) também mostra que o skipping é metabolicamente caro em Terra, mas, esse gasto é reduzido consideravelmente com a gravidade reduzida tanto em Marte quanto em Lua. Corroborando com os estudos de 1992 feitos por Farley, et al (1992), que descobriram que com uma redução de 75% houve uma redução do consumo de energia em 72% na corrida e 33% na caminhada.

3.5 PLATAFORMAS DE FORÇA

A plataforma de força é um dispositivo capaz de medir as forças aplicadas em sua superfície durante qualquer tipo de apoio, permitindo a caracterização biomecânica de cada força. Para isso, o dimensionamento, transdutores e método de aquisição de dados deve ser desenvolvido de acordo com o tipo de análise (Oliveira, 2011; Urquiza, 2007). Essas plataformas medem as três componentes das forças de reação do solo e cada um de seus sensores é capaz de registrar a força aplicada nas direções médio-lateral (X), ântero-posterior (Y) e vertical (Z) (Barela & Duarte, 2011).

O centro de pressão pode ser obtido a partir das componentes das forças de reação do solo e das componentes do momento de força. Ele é o ponto de aplicação das forças verticais que agem sobre a superfície do suporte e refere-se a uma medida de posição definida por duas coordenadas na superfície da plataforma que são identificadas em relação à orientação do indivíduo que se encontra sobre a plataforma (Barela, 2011).

A força aplicada na superfície é detectada pelos sensores e os sinais elétricos são amplificados filtrados e armazenados em um microcontrolador. Para que a aquisição e processamento de dados aconteçam, as informações adquiridas pela plataforma passam por um condicionador de sinais, em seguida por um conversor A/D, até chegar ao computador.

3.5.1 CÉLULAS DE CARGA

Esse componente é um dos mais importantes transdutores, medindo deformações ocasionadas por diversos tipos de forças. Sendo assim, podemos classifica-la como “um transdutor que converte força mecânica em variações de resistência elétrica devido à deformação de extensômetros colados em uma peça metálica (alumínio, aço liga ou aço inoxidável), denominada corpo da célula de carga”. O corpo da célula de carga é inteiramente solidário a deformação, transmitindo-a aos extensômetros que, por sua vez, medem a intensidade dessa força. Os extensômetros baseiam-se na variação da resistência ôhmica de seus sensores, e cada célula de carga, comumente, possui quatro extensômetros, compreendendo a ponte completa de Wheatstone (Urquiza, 2005; Barela, 2011; Oliveira, 2011).

3.5.2 EXTENSÔMETROS

Um extensômetro, nada mais é que, um medidor de deformação axial e transversal através de rosetas de 90°. Esses componentes de resistência elétrica, são pequenas grades formadas por finas lâminas metálicas que são coladas a superfície de um corpo. Sua resistência varia entre 120 ou 350 Ω e em usos especiais 500 e 1000 Ω . As cargas mecânicas aplicadas a ele provocam deformações que são transmitidas a grade. A sensibilidade desses materiais leva a mudança na resistência elétrica do extensômetros em função da carga induzida a ele (Dally et al., 1991; Urquiza, 2005; Fraga, 2013).

Seu princípio de operação é baseado na relação entre deformação mecânica e resistência elétrica dos condutores, pois, um condutor tem sua resistência alterada quando sofre algum tipo de tensão mecânica. A Equação 5, abaixo, representa a resistência elétrica R de um condutor metálico homogêneo de comprimento L , área A e resistividade elétrica p , sendo (Urquiza, 2005):

$$R = \frac{p \cdot L}{A} \quad (5)$$

A variação da resistência elétrica ΔR , pela resistência elétrica do fio R , quando em função dos parâmetros K (constante característica do extensômetro) e ϵ (deformação específica

(m/m) do fio), pode ser dada pela Equação 6, abaixo. Está sendo denominado de fio, o condutor da grade de medida de extensômetro (Urquiza, 2005).

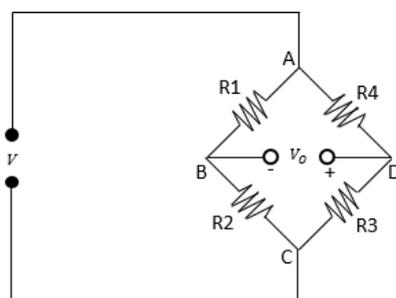
$$\frac{\Delta R}{R} = K\epsilon \quad (6)$$

Esses extensômetros sofrem variação de sua resistência elétrica, para isso, são conectados em um circuito tipo ponte de Wheatstone para obtenção de saída desse sinal em desequilíbrio, essa ponte de Wheatstone é um circuito essencial a operação de um transdutor extensométrico (Urquiza, 2005).

3.5.3 PONTE DE WHEATSTONE

Em 1843, o físico inglês Sir Charles Wheatstone desenvolveu um circuito elétrico com fios dispostos em forma de ponte. Esse circuito mede a resistência elétrica dos fios a ele conectados, independentemente de sua instabilidade. O circuito de ponte de Wheatstone (Figura 5) é ideal para medir as alterações de resistência, capacitâncias e indutâncias (impedâncias) e variações relativas que ocorrem no extensômetros. Esta ponte, recebendo uma alimentação de 10 a 12 Vcc e o desbalanceamento da mesma, em virtude da deformação dos extensômetros, é proporcional a força que a provoca. É através da medição deste desbalanceamento que se obtém o valor da força aplicada (Doebelin, 1990; Urquiza, 2005; Fraga, 2013).

Figura 5 - Ponte de Wheatstone.



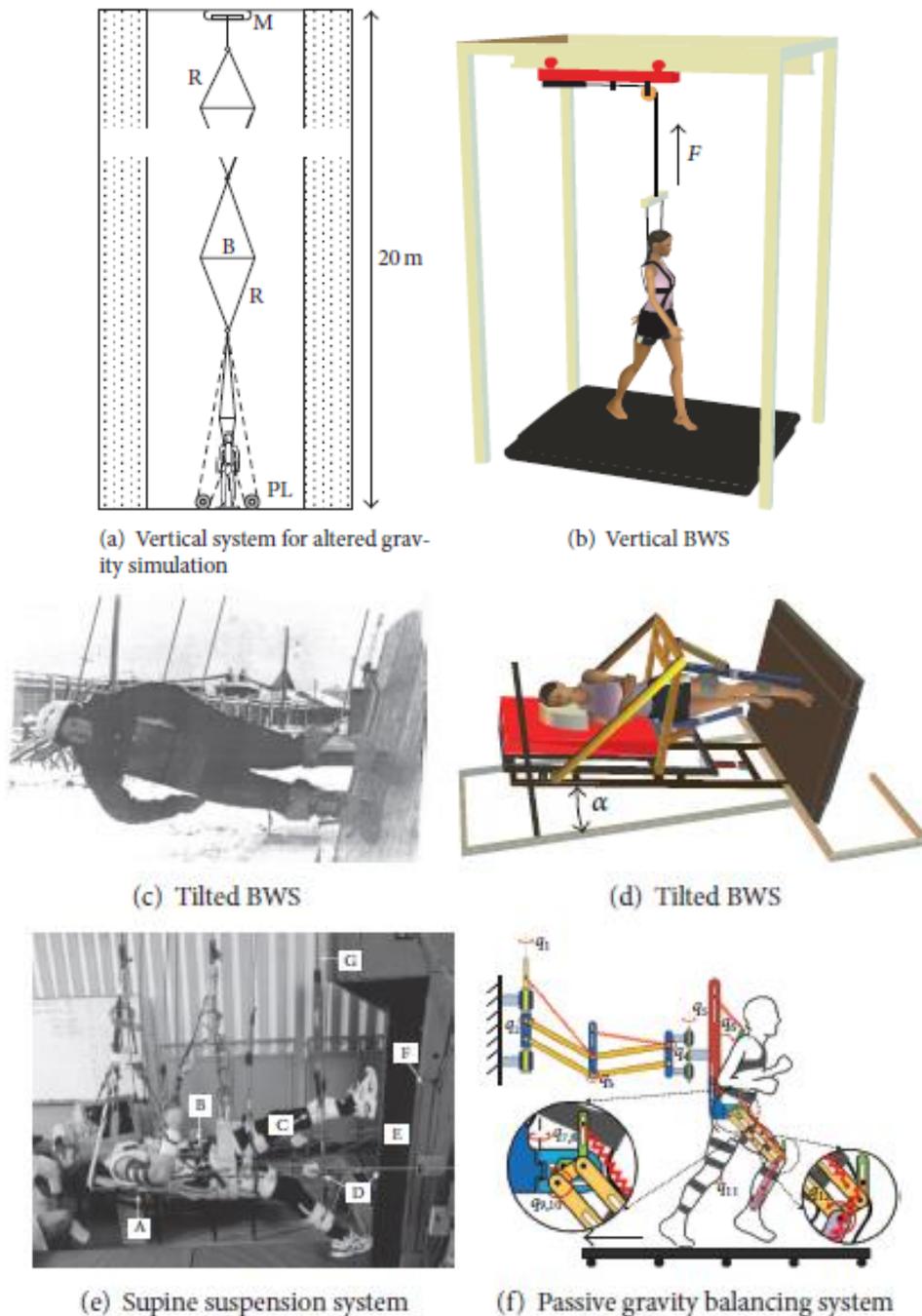
Fonte: Adaptado de Fraga (2013).

3.6 SISTEMAS DE SIMULAÇÃO DE MARCHA EM HIPOGRAVIDADE

Desde a ida do primeiro homem à Lua até os dias de hoje, as pesquisas sobre o ambiente extraterrestre e seus efeitos sobre a fisiologia humana vem aumentando cada vez mais. Para isso, projetos são testados em Terra utilizando simuladores de microgravidade para comprovar e avaliar seu funcionamento antes de serem acrescentados em missões. Uma das

formas mais utilizadas para estudar o comportamento do corpo em ambientes hipogravidade é a simulação da marcha nesse ambiente. Para isso, inúmeros protótipos foram desenvolvidos tentando alcançar a simulação mais fidedigna possível, como é mostrado na figura 6.

Figura 6 - Sistemas de simulação de marcha. (a;b) Sistema Vertical descrito por Cavagna et al, 1972; Donelan e Kram, 1997; Donelan e Kram, 2000. (c;d) Sistema de Suspensão Corporal (BWS) Lateral descrito por Bogdanov, 1971; Genc, 2006. (e) Sistema de Suspensão Horizontal descrito por Perusek, 2007. (f) Sistema de Deambulação Passiva para Simulação de Gravidade descrito por Lu et al, 2009; Lu et al, 2011; Ma e Wang, 2012.



Fonte: Adaptado de Sylos-Labini (2014).

Donelan e Kram (1997, 2000) desenvolveram um sistema de suspensão (Reduced Gravity Simulator – RGS) que exerce uma força ascendente constante ao tronco do indivíduo, através de uma sela construída, a partir de um assento de bicicleta anexado a um suporte de tubos de plástico em forma de U. Para simular o peso em certo ambiente gravitacional, foi usado um sistema de amortecimento por mola, cabos e roldanas. Três anos depois, esses autores trocaram a sela por um cinto Harness. Os outros componentes do sistema eram uma esteira ergométrica, plataforma de força, os fios de suspensão eram ligados a um carrinho que se deslocava horizontalmente composto de uma polia de rolamento. O sistema faz uma suspensão através de roldanas, cabos e molas, diferentemente de outros sistemas que usam contrapesos para esse fim. Salisbury et al (2015) mostraram em seu estudo a percepção subjetiva de dor e conforto dos 11 sujeitos de pesquisa em um sistema de suspensão vertical por cintos, onde as médias para dor e conforto em Lua e Marte, respectivamente, foram $5,73 \pm 2,57$ e $1,64 \pm 0,50$ (marte) $7 \pm 2,28$ e $1,55 \pm 0,68$ (Lua).

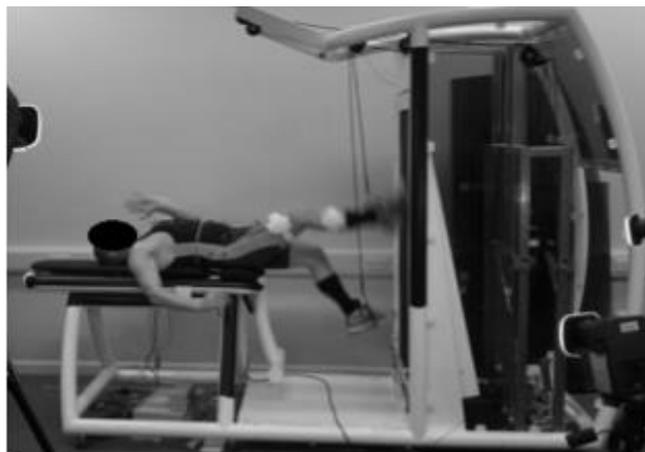
O centro de pesquisa Glenn (NASA) e colaboradores realizaram o projeto “Exercise Countermeasures Project” com o objetivo de desenvolver o enhanced Zero-Gravity Locomotion Simulator (eZLS), que consiste em um sistema de suspensão para manter o sujeito em decúbito dorsal; uma esteira vertical composta de uma mesa de mais ou menos 8 rolamentos de ar; uma interface para exibir dados de forças de reação vindos da plataforma de força; e 4 molas isoladoras imitar a dinâmica em órbita. Esse dispositivo foi desenvolvido para simular a marcha em hipogravidade ajudando na manutenção da saúde e segurança das tripulações de astronautas e a próxima geração de exploradores espaciais. Ele permite também o desenvolvimento e validação de dispositivos avançados de contramedidas e criar requisitos e prescrições de exercícios para diminuir os efeitos fisiológicos prejudiciais do voo espacial de longa duração. Os pesquisadores realizaram um teste de conforto para avaliar dois tipos de cintos o US Harness e o CCF Prototype Harness, 6 sujeitos foram suspensos e deveriam correr por 3 minutos com 50, 75 e 100% do peso corporal e através de uma escala analógica visual onde o lado esquerdo continha a palavra “No Pain (Sem dor)” e o lado direito “Worst Imaginable Pain (Pior dor imaginável)” avaliando o nível de conforto nas categorias: pescoço, quadril, ombros, costas, cintura e geral. Os resultados mostraram que o US Harness se mostrou mais desconfortável para ombros, costas e pescoço, enquanto que o CCF Prototype Harness mostrou-se desconfortável apenas para costas e quadris. Os autores concluem que ainda precisam de mais testes para melhorar a questão do conforto durante a suspensão e os testes (Perusek, 2007).

A imersão subaquática é uma técnica que também já foi utilizada para simulações de marcha com diminuição do peso aparente, devido ao fenômeno do empuxo de Arquimedes. Um underwater body for gait simulation (UGS) foi desenvolvido por um mestrando na University of Maryland com o objetivo de simular a marcha com mudança de peso aparente através do empuxo em diferentes ambientes gravitacionais. A composição do sistema se dá por uma esteira ergométrica modificada para submersão, uma plataforma estacionária para fixar a esteira, um sistema de lastro para manter o sujeito na esteira, suprimento de ar. O problema encontrado para simulação foram as forças de arrasto que, durante o exercício, geram forças opostas ao movimento, mudando parâmetros fundamentais para análise científica (Mirvis, 2011).

Em 2014, o Laboratório de Engenharia Aeroespacial do Centro de Microgravidade da PUCRS desenvolveu uma Câmara de Pressão Positiva(CPP) para simulação da marcha em ambientes de hipogravidade. Esse sistema é composto de um soprador; sensores de pressão, umidade, temperatura; células de carga; válvulas de emergência; microcontrolador, circuito de emergência; interface humana e coleta de dados; estrutura metálica; câmara principal em PVC; esteira ergométrica; short de Neopreme. O objetivo do desenvolvimento da CPP é servir de alternativa para diminuir o peso aparente do sujeito, através da pressão positiva, sobre um sistema de exercícios físicos, gerando um ambiente de hipogravidade para estudos em fisiologia aeroespacial. As limitações observadas no sistema se dão pelo fato de que, a forma como o sujeito é suspenso causa grande pressão na virilha, podendo gerar alterações fisiológicas ou biomecânicas durante o teste devido ao desconforto (Disiuta, 2014).

Com a finalidade de criar um sistema capaz de ajudar na reabilitação de atletas com lesões em membros inferiores Jordan e Colaboradores (2017) criaram uma esteira vertical com um sistema de simulação de marcha em posição horizontal (Figura 7). O sistema de suspensão é composto por cabos presos aos membros inferiores e um banco com inclinação a 40° e 70° ea esteira não é motorizada. O artigo não oferece informações mais claras sobre a parte eletrônica do sistema e não informa também, se existe um sistema de mensuração de Forças de Reação ao Solo (FRS). Um ponto interessante para questionar esse sistema seria se o apoio dos membros superiores em um banco inclinável diminui o impacto pelas forças de reação ao solo causadas pela marcha, por não deixar o corpo livre para dissociação normal de quadril diminuindo a mobilidade da marcha? Para responder essa pergunta, seria interessante realizar um teste comparativo entre a suspensão livre com colete e cabos e a suspensão com apoio em banco fixo.

Figura 7 - Esteira vertical com apoio em banco inclinável, VertiRun.



Fonte: Adaptado de Jordan et al (2017).

A Tabela 1 apresenta um quadro comparativo dos sistemas desenvolvidos para simulação da marcha em hipogravidade, incluindo características e limitações.

Tabela 1 - Tabela comparativa entre estudos com simuladores de marcha em ambientes de gravidade reduzida.

Sistema	Posição da esteira ergométrica	Sistema de suspensão	Limitações	Coleta de forças de reação
RGS (1997, 2000)	Horizontal	Roldanas e cinto Harness	Desconforto e dores causados pela suspensão	Plataforma de força
eZLS (2007)	Vertical	Cabos e Colete – Suspensão Horizontal	Desconforto causado pelo cinto em ombros, pescoço, quadril e costas	Quadro de forças de reação
UGS (2011)	Horizontal	Empuxo	Forças de arrasto	(Não ficou claro)
CPP (2014)	Horizontal	Pressão Positiva e Short – suspensão vertical	Desconforto e dores causados pela suspensão	Células de Carga

Vertirun (2017)	Vertical	Banco inclinável e Cabos nos membros inferiores	Esteira não motorizada.	(Não ficou claro)
--------------------	----------	---	----------------------------	-------------------

Fonte: A Autora (2016).

3.6.1 SIMULADORES DE MARCHA EM HIPOGRAVIDADE NA REABILITAÇÃO

Para que seja possível simular marcha em hipogravidade estando em Terra, a comunidade científica vem desenvolvendo sistemas de suspensão corporal que permitem a diminuição do peso aparente. Essa suspensão corporal pode ser feita por meio de coletes, pressão positiva (Disiuta, 2014), submersão total ou parcial em meio líquido (Mirvis, 2011), Suspensão corporal vertical (Donelan e Kram, 1997 e 2000), Suspensão corporal horizontal (Perusek, 2007; Jordan, 2017) entre outros, podendo adotar posição vertical, horizontal ou inclinada, juntamente com uma esteira ergométrica e tem como objetivo suspender o voluntário e colocá-lo sobre a mesma.

Esses simuladores permitem não só a ampliação do conhecimento sobre a fisiologia e biomecânica aeroespacial como também auxiliam no processo de reabilitação neuromuscular de crianças e adultos com Paralisia Cerebral (PC) (Matsuno et al. 2010; Cernack et al, 2008), pacientes que sofreram Acidente Vascular Cerebral (AVC) (Ortoboni et. al, 2002; Eng, J.J; Tang, P. F, 2007; McCain, K.J et al., 2008), Lesão Medular (LM) (Dutra et al., 2013), pessoas em reabilitação de traumas em membros inferiores (Jordan et al. 2017), entre outras patologias que dificultem capacidade de executar a marcha.

Os benefícios de utilizar um sistema de suspensão corporal para simulação de marcha estão no fato de que tais sistemas são capazes de reduzir o peso aparente. É o que mostra o estudo de Finch e colaboradores (1999) onde gatos adultos com lesão medular completa submetidos a estimulados a andar com treino locomotor com suporte de peso corporal (TLSP), conseguiram dar passos com as patas traseiras em sete meses de treino locomotor. Mostrando que o movimento contínuo da esteira juntamente com a repetição das passadas podem ser os responsáveis por estimular os circuitos neurais de controle locomotor ou gerador central de padrões a nível medular (Finch et al, 1999; Dutra et al, 2013; Capaday, 2002).

Esse aprendizado motor é capaz de trazer melhoras biomecânicas nos membros inferiores aumentando a amplitude de movimento, força e estabilidade para executar a marcha e proporcionando um novo padrão de marcha principalmente por meio de plasticidade neural. Ou seja, a repetição pode melhorar o output motor promovendo a ativação do sistema

neuromuscular com o objetivo de treinar novamente o sistema nervoso recuperando tarefas motoras específicas (Behrman et al, 2007; Mulroy et al, 2010, Dutra et al, 2013).

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Para desenvolvimento do Sistema de Simulação de Marcha em Hipogravidade (SSMH), foram dados vários passos desde sua idealização até os testes finais para validação do sistema. Esses passos foram:

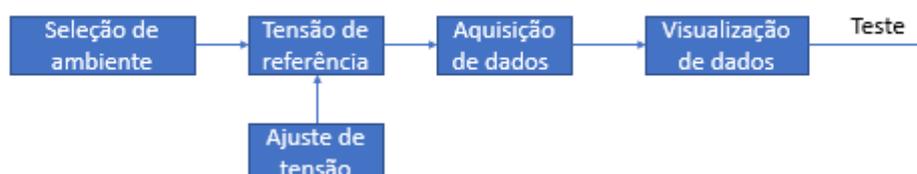
Levantamento bibliográfico sobre fisiologia aeroespacial; simuladores de marcha em gravidade reduzida já desenvolvidos e que mais se assemelham ao protótipo proposto; Identificação e Adaptação dos equipamentos necessários para desenvolvimento do protótipo funcional; Idealização do sistema de controle; Integração dos componentes eletrônicos e mecânicos; Teste dos componentes eletrônicos; Integração do sistema; Teste funcional do sistema integrado.

4.1 SISTEMA DE CONTROLE EM MALHA ABERTA

Para possibilitar a simulação de ambientes gravitacionais, foi utilizado um sistema de controle em malha aberta. Esse sistema de controle não possui realimentação, ou seja, quando aplicado um sinal de controle na entrada do sistema é esperado que a variável da saída consiga atingir um determinado valor ou comportamento desejado. Sendo assim, a entrada não depende da saída.

O controle realizado no SSMH consiste em determinar o ambiente e peso do voluntário nesse ambiente, acionar o sistema de simulação de ambiente, receber os dados das células de carga relacionados ao peso aplicado pelo voluntário na plataforma, visualizar tais dados no display e caso esses dados estejam corretos, iniciar os testes. Caso contrário, as alterações devem ser feitas no sistema de simulação de ambiente para que o voluntário alcance o peso proposto (Figura 8).

Figura 8 - Sistema de controle em malha aberta do SSMH.



Fonte: A Autora (2017).

4.2 IDENTIFICAÇÃO E ADAPTAÇÃO DOS EQUIPAMENTOS

Nesse capítulo serão apresentados os subsistemas que compõem o Sistema de Simulação de Marcha em hipogravidade.

4.2.1 A ESTRUTURA

A estrutura mecânica utilizada no presente estudo já era existente no Laboratório de Engenharia Aeroespacial da PUCRS (Dalmarco, 2006), a qual consiste em uma estrutura piramidal cuja base tem comprimento de 3000mm por largura 2260mm e a altura da estrutura é de 2000mm e é feita em barras de aço de carbono de 60mm x 30mm e espessura de parede de 1,5mm (Figura 9).

Figura 9 - Estrutura Piramidal desenvolvida para a simulação de ressuscitação cardíaca em microgravidade.



Fonte: Dalmarco (2006).

Para possibilitar o desenvolvimento do projeto, foi soldado um suporte vertical, de mesmo material, para fixar a esteira ergométrica adequadamente, permitindo diversificar a utilização nesta estrutura (Figura 10). Essa esteira poderá ser removida sempre que preciso, deixando apenas o suporte o qual foi projetado de modo a não atrapalhar as coletas de dados do sistema de simulação de massagem cardíaca em hipogravidade, por exemplo.

Figura 10 - Sistema de Simulação de Marcha em Hipogravidade (SSMH).



Fonte: A Autora (2017).

4.2.2 A SUSPENSÃO

Para permitir a suspensão horizontal do sujeito, foi criado um sub-sistema de suspensão composto por um colete imobilizador KED (Kendrick Extrication Device), quatro pares de fitas tubulares com dois metros de comprimento (cada), três pares de cordas elásticas de 12mm e dois metros de comprimento (cada) e seis suportes cabide de 70mm x 50mm.

O colete KED (Figura 11a) foi projetado para imobilizar toda a coluna utilizado geralmente para vítimas de trauma que precisam ser imobilizadas. Possui alças de nylon e revestimento interno de tacos de madeira maciça que garante firmeza e resistência do equipamento, respeitando as curvaturas da coluna e servindo de apoio da cabeça até a cintura pélvica. Este colete tem 82cm de comprimento por 82 cm de largura e é capaz de suportar até 120kg (Biotechmed, 2017; APH, 2017).

Figura 11 - (a) Colete de imobilização dorsal KED; (b) Fitas Tubulares.



Fonte: A Autora (2017).

Para garantir a suspensão, foram adaptadas quatro pares de fitas tubulares (utilizadas em esportes de aventura como o rapel) com resistência de até 16 kN (Figura 11b) e dois metros de comprimento (cada) que foram presas ao colete KED e aos suportes cabide. Para que isso

fosse possível, quatro pares de mosquetões ovais e em aço carbono com acabamento bicromatizado; trava de rosca; resistência longitudinal de 25kN e dimensões de 10,9 cm de altura x 5,7 cm de largura (Figura 12), foram costurados no colete KED e fixados nos suportes cabide.

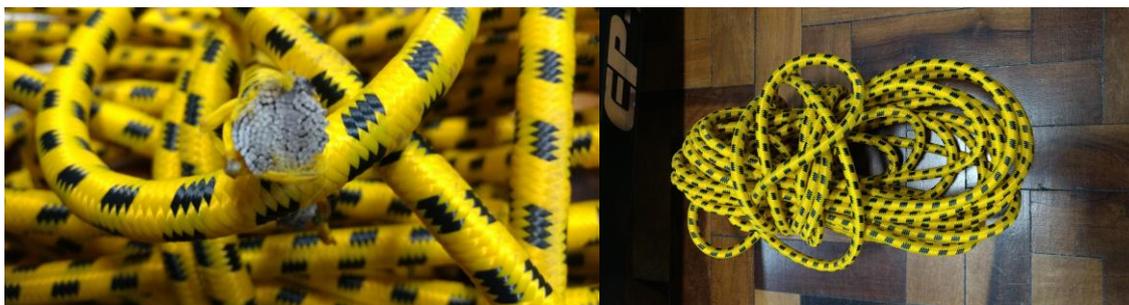
Figura 12 -Mosquetão oval em aço carbono com resistência de 25kN.



Fonte: A Autora (2017).

Conectando pernas, coxas e braços, três pares de corda elástica de 12mm (Figura 13), com capacidade de 2200kgf com dois metros de comprimento, cada, foram adaptadas a estrutura ligando os membros citados aos suportes cabide.

Figura 13 - Cordas Elásticas de 12mm.



Fonte: A Autora (2017).

Seis suportes em formato de cabide (Figura 14), feitos em barras de aço de carbono de 70mm x 50mm e espessura de parede de 2,25mm, foram fixados na parte superior da estrutura piramidal.

Figura 14 - Suportes cabide.



Fonte: A Autora (2017).

4.2.3 A SIMULAÇÃO

Para simulação de Terra, Marte e Lua, foram utilizados seis pares de cabos elásticos de 6mm, um dinamômetro e dois pares de mosquetões ovais em aço (dois ligados ao colete e dois ligados a esteira). A balança de medição de força com capacidade de até 100kg, utilizada neste projeto, pode ser considerada um tipo de dinamômetro. Um dinamômetro (Figura 15) usa a deformação linear de uma mola para medir força, podendo ter valores expressos em Newtons (N) ou quilograma-força (kgf) (Serway e Jewett, 2015).

Figura 15 - Dinamômetro ou Balança Dinamométrica.



Fonte: A Autora (2017).

Os cabos possuem cobertura em poliéster trançado com boa resistência a abrasão, alma em borracha natural de multifilamentos. Foram utilizados 24 metros de cabo elástico de 6mm de espessura (Figura 16), com capacidade de 650 kgf.

Figura 16 - Cabos Elásticos 6mm.



Fonte: A Autora (2017).

4.2.4 A ESTEIRA ERGOMÉTRICA

Para a simulação da marcha em ambiente de hipogravidade, foi adaptada uma esteira da marca Polimet modelo EP-1600, motor de 1,6 hp (CC), tensão bivolt (127/220v), capacidade de indivíduos de até 110 kg, velocidade de até 9 km/h, dimensões de 66cm de largura, 133 cm de altura e 130cm de comprimento (Figura 17a). Essa esteira foi fixada na estrutura triangular, em posição vertical através de um suporte soldado na estrutura piramidal (Figura 17b).

Figura 17 – a) Esteira Ergométrica; b) esteira fixada na estrutura.



Fonte: A Autora (2017).

4.2.5 A PLATAFORMA DE FORÇA

Uma plataforma de força, uni vetorial, foi utilizada para medir a força do impacto da pisada durante a coleta de dados. Esse dispositivo tem a finalidade de coletar esses dados para mostrar as forças de reação da pisada com o solo em diferentes ambientes. As dimensões estimadas da plataforma de força a ser acoplada ao sistema deve ser de aproximadamente 95cm de comprimento por 33cm de largura, que corresponde a área da lona da esteira ergométrica.

Um sistema de medição composto por quatro HX711 (amplificador e conversor de 24 Bits) e por um MSP430F2619 foi responsável pela medição das células de carga. Um rádio Xbee-S2C transmitirá os dados coletados a uma taxa de até 80 amostras/segundo.

4.2.5.1 As Células de Carga

Foram utilizadas quatro células de carga de meia ponte (Figura 18), onde cada uma tem a capacidade de medição de até 50 kg as quais serão combinadas para aumentar a capacidade de carga em até 200 kg. Em liga de alumínio, dimensões de 28 x 28 x 7mm e peso de 20g, possui potência nominal de $1,0 \pm 0,1$ mV/V; margem de erro de 0,2%; resistência de entrada e de saída de $1000 \pm 50 \Omega$. Possui três fios com modo de conexão: Vermelho positivo; Branco negativo; Preto positivo.

Figura 18 - Células de Carga.



Fonte: A Autora (2017).

4.2.5.2 O Layout da Placa de Circuito Impresso

Para o desenvolvimento da placa de circuito impresso foi utilizado o software Altium Designer, desenvolvido pela empresa Altium. A escolha do software se deu pela versatilidade, recursos disponíveis e confiabilidade, dando total liberdade de desenvolvimento e dimensionamento de componentes. Outro ponto importante desse software é a utilização de componentes DMS (Dispositivos Montados em Superfície) garantindo a exatidão nas medidas, a qual é imprescindível (Lira et al, 2013; DatasheetAltium Designer, 2016).

4.2.5.3 O Microcontrolador MSP430F2619

O microcontrolador utilizado foi o MSP430F2619 (Figura 19), uma CPU de 16 bits da Texas Instruments (Texas, 2015). Esses microcontroladores possuem baixo consumo ($0,1\mu\text{A}$

para retenção de dados na RAM, 0,8 μA para funcionamento no modo de relógio de tempo real e 250 $\mu\text{A}/\text{MIPS}$ em funcionamento normal); Baixa tensão de operação (a partir de 1,8Volts até 3,6Volts); Conjunto de instruções ortogonais (disponibilidade de qualquer modo de endereçamento para qualquer instrução); Arquitetura RISC (número reduzido de instruções, 27 físicas e 24 emuladas); Grande quantidade de periféricos; Facilidade de gravação e de depuração (interface Joint Test ActionGroup, ou JTAG, que permite ao programador fazer a gravação e a depuração diretamente na placa); São disponíveis em diversos tipos de encapsulamento (Pereira, 2005; Texas, 2015).

O MSP430 é uma poderosa ferramenta. “Sua arquitetura RISC combina um conjunto reduzido de instruções com uma arquitetura de barramento clássica Von Neumann, permitindo que a CPU possua um espaço único de endereçamento de memória”. O MSP430 possui um grande número de periféricos internos capazes, por exemplo, de realizar a leitura de células de carga (conversores A/D de 12 bits) além de diversos tipos de portas de comunicação, entre elas a USART, utilizada para se comunicar com o XBee (Pereira, 2005; Texas, 2015).

Figura 19 - Microcontrolador MSP430F2619.



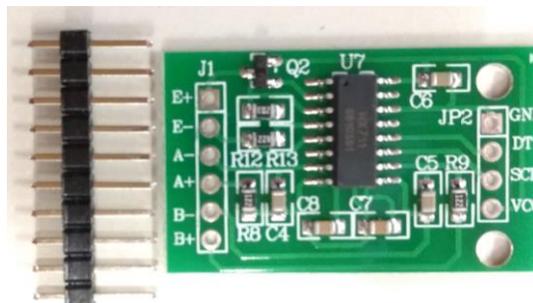
Fonte: Texas Instruments (2016).

4.2.5.4 O Módulo HX711

O módulo HX711 (Figura 20) foi projetado para ler e condicionar o sinal de duas células de carga e digitalizar esses sinais em um único componente podendo ser utilizado em aplicações como balanças, sensoriamento de peso e controle de processos industriais. Utiliza como base o chip HX711 responsável por digitalizar os sinais de leitura dos extensômetros para posteriormente serem processados. Os pontos relevantes para utilização desse componente são: Conversor interno A/D de 24 bits; Tensão de referência interna; Seleção de ganho dos amplificadores programáveis (GAP) entre 32, 64 e 128; Interface de comunicação serial simples (similar a uma porta SPI); Oscilador incluso no próprio dispositivo; Baixo

consumo de energia, na faixa de 1,5 mA (em operação normal); Tensão de operação entre 2,6 – 5,5 Volts (Datasheet HX711, 2016).

Figura 20 - Módulo HX711.

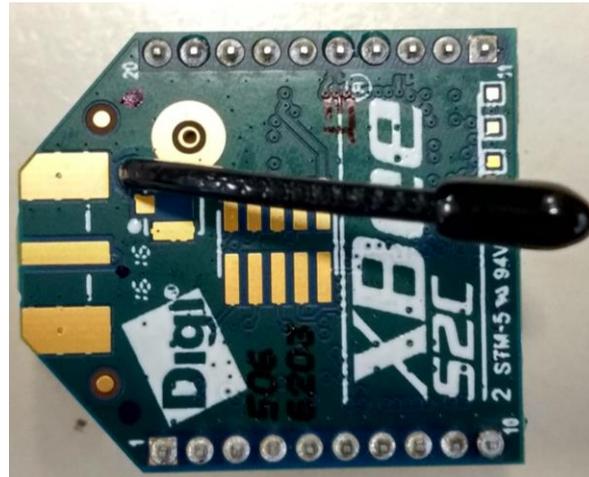


Fonte: A Autora (2017).

4.2.5.5 O Módulo ZigBee

A tecnologia ZigBee designa um conjunto de especificações para a comunicação sem fio entre dispositivos eletrônicos, com ênfase na baixa potência de operação, baixa taxa de transmissão de dados e no baixo custo de implantação. Tal conjunto de especificações define camadas do modelo OSI subsequentes àquelas estabelecidas pelo padrão IEEE 802.15.4. Esse módulo ZigBee XBee S2C (Figura 21) possui características como: Alcance de até 100m em ambiente fechado ou urbano; potência de transmissão 1mW; Baixo consumo de energia na ordem de 10 μ A em condições normais; Tensão de utilização 2,8 a 3,4 V; Comunicação serial via USART; Módulo compacto e antena integrada; Simples configuração dos módulos e da rede de comunicação dos mesmos; Topologia em estrela; Banda de frequência de operação 2,4 Ghz (Digi, 2016).

Figura 21 - Módulo ZigBee XBee S2C.



Fonte: A Autora (2017).

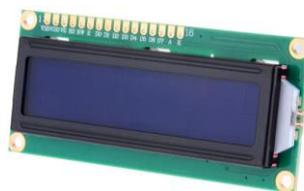
4.2.6 A COMUNICAÇÃO

Para maior mobilidade e praticidade, o sistema de comunicação é sem fio via radiofrequência. Para recepção de dados do microcontrolador do sub-sistema de força foi utilizado mais um módulo ZigBeeXBee S2C fabricado pela DigiInternational Inc. (Digi, 2016), um módulo microcontrolador MSP430F2274 fabricado pela Texas Instruments Inc. (Texas, 2015), e um Display LCD 16x2 fabricado pela Xiamen Amotec Display CO., LTD (Datasheet Display LCD, 2017) fixados em uma placa de circuito impresso desenhada com Altium Designer (DatasheetAltium Designer, 2016). Essa PCI, possui ainda, uma entrada USB fêmea mini para transferência de dados para o computador.

4.2.6.1 O Display LCD

Para visualização dos dados recebidos da plataforma de força, foi utilizado um Módulo LCD No. ADM1602K-NSW-FBS/3.3V (Figura 22), com 16 caracteres e duas linhas; 4-bit ou 8-bit MPU interface; controlador ST7066 embutido; Modo de exibição e variações de luz negra; Compatível com ROHS (Datasheet Display LCD, 2017).

Figura 22 - Display LCD.



Fonte: <https://www.felipeflop.com.br/produto/display-lcd-16x2-backlight-azul/>. Acessado em: 08 de ago. 2017.

4.2.6.2 O Microcontrolador MSP430F2274

Este microcontrolador é escravo do sistema de medição de carga e tem a finalidade de indicar as leituras feitas nas células de carga (Figura 23). Possui características como: Baixa tensão de operação 1,8V a 3,6V; Baixo consumo, modo ativo 270 μ A a 1 MHz 2,2V, modo standby 0,7 μ A e modo off (retenção de RAM) 0,1 μ A; Arquitetura RISC 16-bit; Dois amplificadores operacionais configuráveis; Módulo de emulação On-Chip; Memória flash de 32KB + 256B e 1KB RAM.

Figura 23 - Microcontrolador MSP430F2274.

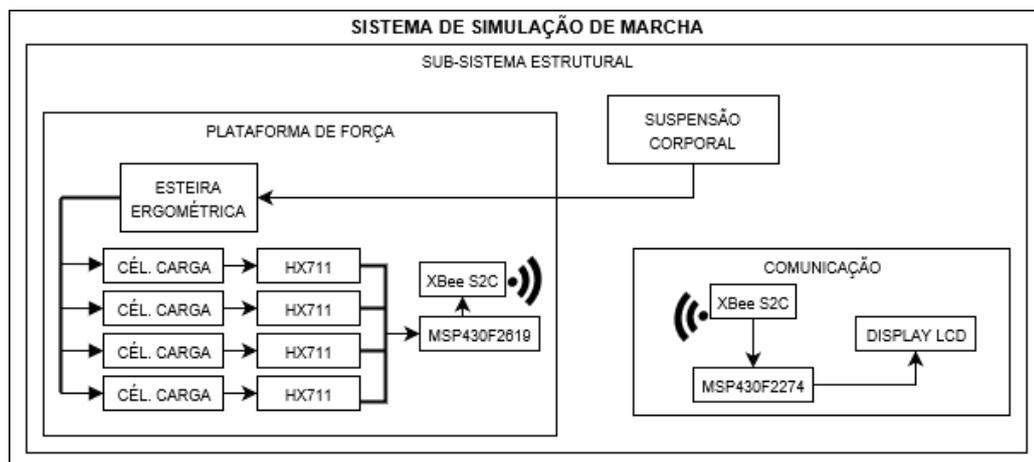


Fonte: Texas Instruments (2016).

4.3 DESENVOLVIMENTO DE MATERIAIS E EQUIPAMENTOS

Este capítulo foi destinado para descrição do desenvolvimento dos materiais e equipamentos componentes do Sistema de Simulação de Marcha em Hipogravidade (Figura 24).

Figura 24 - Diagramas de bloco do funcionamento do Sistema de Simulação de Marcha.



Fonte: A Autora (2017).

4.3.1 ESTRUTURA METÁLICA

Estrutura piramidal cuja base tem comprimento de 3000mm por largura 2260mm e a altura da estrutura é de 2000mm e é feita em barras de aço de carbono de 60mm x 30mm e espessura de parede de 1,5mm. Quatro cubos de 53x50cm foram fixados aos pés da estrutura para melhorar a estabilização da mesma (Figura 25).

Figura 25 - Desenho assistido por computador da estrutura metálica.

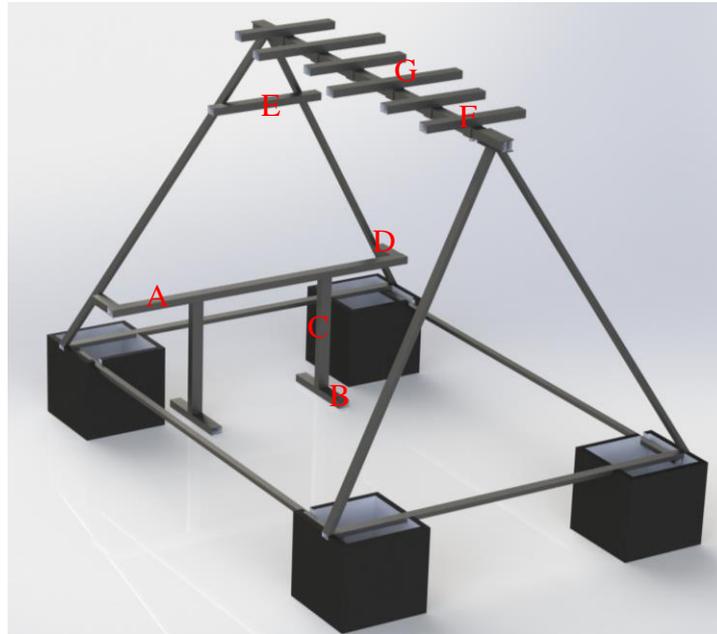


Fonte: A Autora (2017).

4.3.1.1 Desenho assistido por computador da soldagem feita na estrutura metálica

Foram necessários 13 metros de tubo metalon, com 70mm x 50mm com 2,25mm de espessura de parede, para desenvolvimento e soldagem do suporte para a esteira ergométrica e suportes cabide para suspensão. Desses 13 metros foram cortados: 1 tubo de 70cm para a parte superior de fixação da esteira; 1 tubo de 170cm para parte inferior de fixação da esteira; 2 tubos de 80cm para dar suporte a barra de 170cm responsável pela fixação inferior da esteira; 2 tubos de 50cm para estabilizar os dois tubos de 80cm descritos acima; 2 tubos de 25cm para fixar a barra de 170cm responsável pela fixação inferior da esteira (Figura 26).

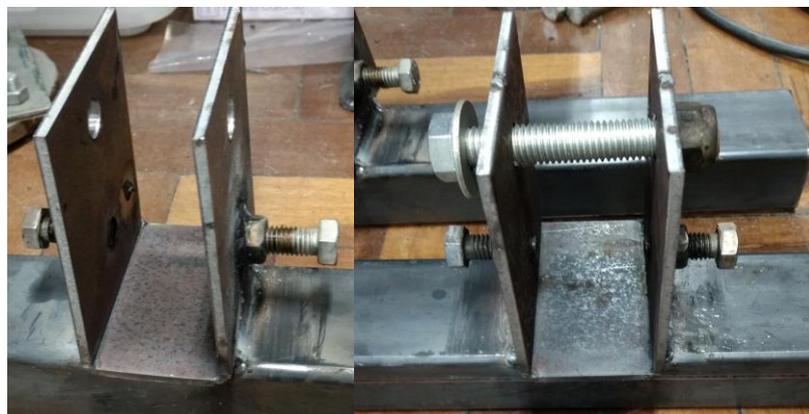
Figura 26 - (a) tubo de 170cm para parte inferior de fixação da esteira;(b) tubos de 50cm para estabilizar os dois tubos de 80cm; (c) tubos de 80cm para dar suporte a barra de 170cm; (d) tubos de 25cm para fixar a barra de 170cm; (e) tubo de 70cm para a parte superior de fixação da esteira; (f) suportes cabide 60cm; (g) suportes cabide 80cm.



Fonte: A Autora (2017).

Para que a suspensão do sujeito fosse possível, 4 tubos de 60cm e 2 tubos de 80cm foram cortados e usados como suporte para suspensão. Para fixar, de forma segura, esses suportes, 6 cubos vazados de 7,4x8,4cm foram montados e soldados na parte superior do suporte. Esses cubos possuem um parafuso, que, quando apertado, trava os suportes cabide (Figura 27).

Figura 27 - Cubos vazados.



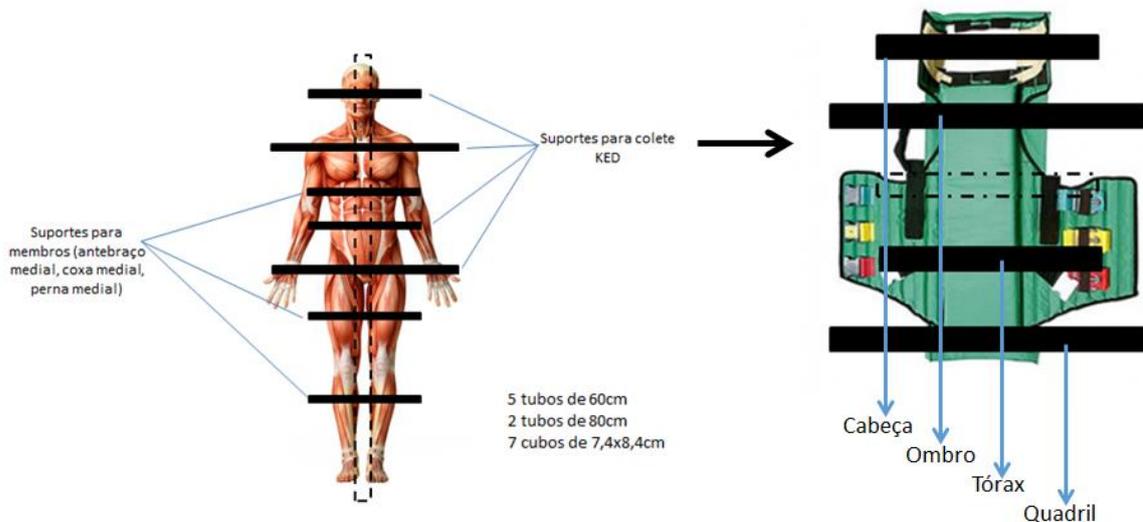
Fonte: A Autora (2017).

4.3.2 A SUSPENSÃO CORPORAL

Sete barras de aço carbono (4 barras de 60cm e 2 barras de 80cm) foram fixadas na parte superior da estrutura piramidal, similar a uma espinha de peixe. Esses cintos serão atados no colete. Cinco suportes estarão localizados na região do tórax (cabeça, ombros, braços e cintura), um na altura da coxa e um na altura da perna (Figura 28).

Para dar maior mobilidade ao movimento de pernas e braços do voluntário, foram colocadas fitas com velcro no bíceps, coxa e perna e, conectando os velcros aos suportes, foram adaptados três pares de cordas elásticas de 12mm e dois metros de comprimento (cada). O colete KED foi adaptado com ganchos para que os cintos liguem sujeito e estrutura. Esse colete é independente da estrutura e o sujeito terá que vesti-lo antes de começar o teste.

Figura 28 - Localização dos suportes em relação ao corpo humano e em relação ao colete KED.



Fonte: A Autora (2017).

4.3.2.1 Peso suportado pela estrutura

Levando em consideração os pesos suportados por cada material utilizado tanto na suspensão quanto na estrutura (Tabela 2), é possível definir uma carga máxima levando em consideração o peso suportado por todos os componentes. O componente que suporta menores cargas é a esteira ergométrica (110kg). Afim de não colocar nenhum equipamento em situação de carga máxima e consequentemente manter a segurança de todo o sistema e dos voluntários, a carga máxima que será colocada no SSMH será de 100kg.

Tabela 2 - Descrição de cargas suportadas por cada material presente no SSMH.

MATERIAL	PESO SUPORTADO
Células de Carga	50kg cada (200kg total)
Colete KED	120kg
Esteira Ergométrica	110kg
Mosquetão Oval	25kN cada
Fitas Tubulares	16kN
Cordas elásticas (12mm)	2200kgf
Cordas elásticas (6mm)	650kgf

Fonte: A Autora (2017).

4.3.2.2 Simulação de ambiente gravitacional

O sistema de simulação de marcha em hipogravidade tem como uma das finalidades, simular Lua, Marte e Terra. Para isso, vinte e quatro metros de cabo elástico de 6mm foram utilizados para simular os diversos ambientes. Esses cabos foram cortados em seis pares de dois metros (cada). O uso dos cabos varia de acordo com o peso do sujeito e o ambiente a ser simulado, ou seja, quanto maior o peso a ser simulado, maior a quantidade de cabos fixados entre esteira e sujeito.

Os cabos foram presos ao colete KED por meio de mosquetões, a outra ponta dos cabos foram unidas e presas a um único mosquetão, e esse, preso ao dinamômetro localizado atrás da esteira, os cabos foram tensionados ou afrouxados de acordo com o ambiente proposto e o peso apresentado pelo dinamômetro. O dinamômetro serve para garantir que a força peso dada pela plataforma de força é o mais próximo possível do esperado. É importante ressaltar que, após a calibração da plataforma de força (que deverá ser feita antes do início de cada coleta), o dinamômetro pode ser retirado não tendo a necessidade de permanecer conectado aos cabos durante as coletas.

O sistema de controle para simulação de ambiente será em malha aberta onde o sinal de entrada é independente do sinal de saída. Espera-se que o sinal de saída apresente os valores desejados sem que seja preciso utilizar esses valores para modificar a entrada.

4.3.3 PREPARAÇÃO DAS CÉLULAS DE CARGA

Antes da instrumentação da plataforma de força, foi necessário preparar a célula de carga (Figura 29) para que ela pudesse ser fixada entre o tubo metálico e o solo da esteira. Essa fixação foi precisa para que a célula de carga ficasse próxima o suficiente da esteira a fim de captar as forças de reação da pisada.

Figura 29 - Fixação da célula de carga em uma placa de MDF com fitas metálicas.



Fonte: A Autora (2017).

Para fixar a esteira na estrutura, foram colocados quatro parafusos próximos a cada pé da esteira. Esses parafusos permitem criar um espaço entre o tubo metálico e o solo da esteira para que as células de carga sejam posicionadas. Como esses dispositivos possuem apenas 7mm de espessura, foram coladas a uma placa de MDF de 1 cm de espessura (Figura 30) e colocadas entre esteira e estrutura com uma fita dupla face.

Figura 30 - Posicionamento da placa de MDF com a célula de carga na estrutura.



Fonte: A Autora (2017).

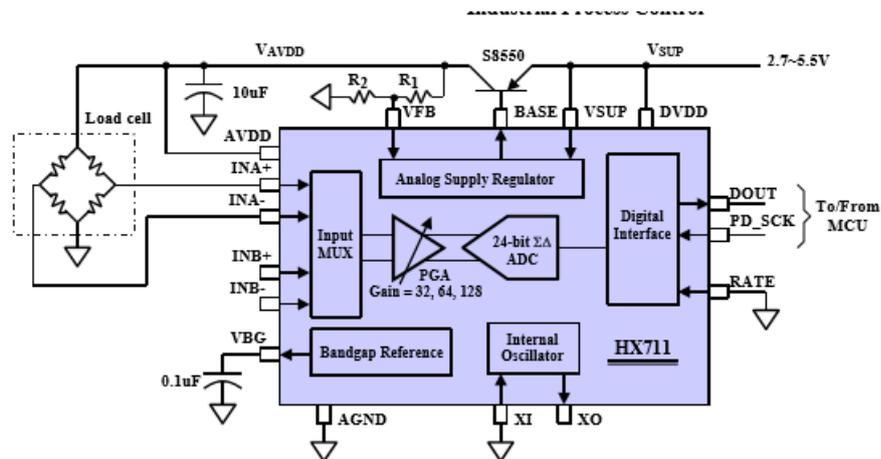
4.3.4 INSTRUMENTAÇÃO DO SUB-SISTEMA DE FORÇA

Quatros células de carga com meia ponte e capacidade de 200kg (no total) foram fixadas em cada pé da esteira, ligadas a uma placa de circuito impresso contendo quatro módulos HX711 (um para cada célula de carga), um microcontrolador MSP430F2619 e um módulo ZigBee Xbee S2C.

Por possuírem apenas dois extensômetros, com configuração de meia ponte, se fez necessário a adição de dois resistores em cada módulo HX711 para completar o circuito de Wheatstone das quatro células de carga presentes no sistema. Esses resistores foram fixados nas portas “VCC”, “INA-“ e “GND” da placa HX711 (Figura 31).

O sinal vindo da célula de carga chega pelas entradas INA+ e INA- do HX711, essas portas são as mais recomendadas pois podem ser programadas com um ganho de 128 ou 64 correspondente a uma tensão de entrada de $\pm 20\text{mV}$ ou $\pm 40\text{mV}$, respectivamente, quando uma fonte de 5V está conectada ao pino de alimentação analógico AVDD. Esse sinal passa por um amplificador programável de baixo ruído e um conversor A/D de 24 bits responsável por digitalizar o sinal já amplificado. Depois de tratado, o sinal sai pela porta “D_{out}” para o microcontrolador MSP430F2619 (Figura 32). Esse processo foi responsável pela filtragem, amplificação e digitalização de uma única célula de carga.

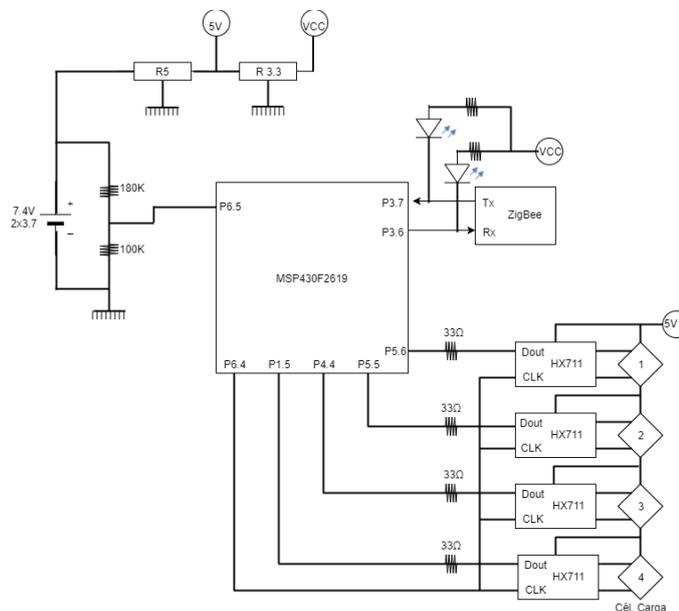
Figura 31 - Diagrama de Blocos da integração da célula de carga com o HX711.



Fonte: Datasheet HX711 (2016).

O sinal digitalizado chega ao MSP430F2619 pelas entradas P1.5, P4.4, P5.5 e P5.6, uma entrada para cada HX711. O clock de cada HX711 foi colocado no mesmo pino P5.4 para que fossem sincronizados. O MSP430 realiza a leitura do sinal digitalizado e amplificado vindo do módulo HX711 integrando os quatro sinais. Em seguida, transfere os dados através de comunicação cruzada até o ZigBee pelas portas de comunicação USART, ou seja, o MSP430 e o Módulo ZigBee comunicam-se pelas portas P3.7, P3.6 (MSP430) e Rx, Tx (ZigBee). Esse sistema foi alimentado por uma fonte de 5V de tensão. A comunicação e toda a instrumentação da plataforma de força pode ser vista na Figura 30.

Figura 32- Esquema elétrico da instrumentação da plataforma de força.



Fonte: A Autora (2017).

Para fins de calibração das células de carga e equilíbrio da Ponte de Wheatstone, foi montado um circuito em protoboard onde as quatro células de carga foram instrumentadas, mas sua calibração foi feita de forma individual. Para ajuste do potenciômetro e equilíbrio das células de carga, foi utilizado um multímetro da marca FLUKE modelo 117 com medida de tensão em mV. A calibração foi realizada através do ajuste do ganho de saída, onde foram adicionadas cargas conhecidas. Foram utilizadas anilhas de ferro com massa de 6,2kg, medidas por uma balança doméstica da marca Geom B530. Essa massa, gerou um sinal de saída, medido pelo multímetro, com valor de 62mV, ou seja, 100g/mV.

Após a calibração, os componentes foram instrumentados na placa de circuito impresso usinada pela prototipadora CNC para circuito impresso modelo LPKF ProtoMAt S103 do Laboratório de Ensino e Pesquisa da PUCRS. Uma placa contendo os quatro módulos HX711, o microcontrolador e o módulo ZigBee, foram o suficiente para receber o sinal das quatro células de carga (Figura 33).

Figura 33 - PCI da plataforma de força instrumentada.



Fonte: A Autora (2017).

4.3.5 INSTRUMENTAÇÃO DO SUB-SISTEMA DE COMUNICAÇÃO

O sub-sistema de comunicação é composto por um módulo ZigBee S2C, o qual se comunica com o módulo ZigBee S2C da placa presente na plataforma de força via radiofrequência. Ao chegarem no módulo ZigBee, esses dados são transferidos ao MSP430F2274 através das portas USART de comunicação cruzada, ou seja, o MSP430 e o Módulo ZigBee comunicam-se pelas portas P3.5, P3.4 (MSP430) e Rx, Tx (ZigBee) (Figura 34).

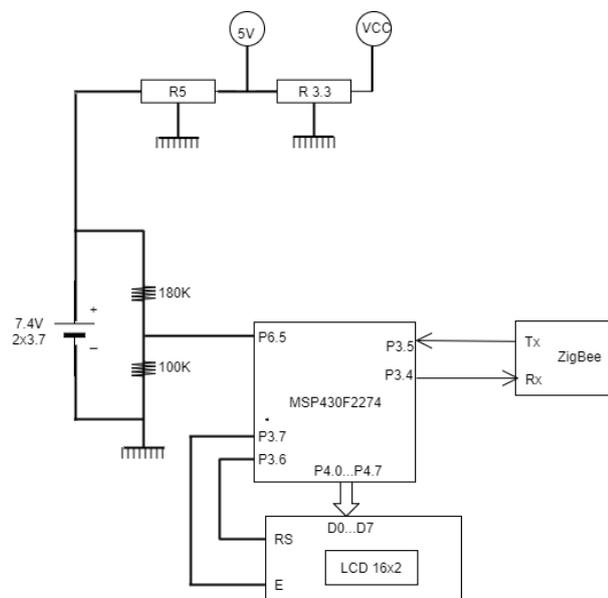
Recebido os dados, por ser um microcontrolador escravo do sistema de medição de carga, o MSP430F2274 tem a finalidade de indicar as leituras feitas nas células de carga. O display

LCD é ligado ao microcontrolador através de suas portas “RS” e “E” nas portas P3.6 e P3.7 do MSP430.

Os pinos DB0-DB7 presentes no display e responsáveis pela transferência de dados com o MSP430F2274. Onde de B0 a B3, possuem quatro linhas de baixa ordem de barramento de dados de três estados e não operam a 4-bit, e B4 ao B7 possuem quatro linhas de alta ordem de barramento de dados de três estados e são usados para comunicação com CPU. Esses pinos estão diretamente ligados ao MSP430 por suas portas P4.0 até P4.7.

Esse sistema foi alimentado por uma fonte de 5V de tensão e seu esquema elétrico pode ser visto na Figura 35.

Figura 34 - Esquema elétrico da instrumentação do Sub-sistema de comunicação.



Fonte: A Autora (2017).

4.3.5.1 Software de Aquisição de Dados

Para aquisição e armazenamento de dados, foi desenvolvido um software capaz de coletar os dados adquiridos e gerar um arquivo em formato .txt para análise dos mesmos.

4.3.6 FONTE DE ALIMENTAÇÃO

Para alimentar o circuito elétrico tanto da plataforma de força quanto do sub-sistema de comunicação, foi necessário o desenvolvimento de uma fonte de alimentação aproximadamente 5V (Figura 35), já que essa é a tensão mais alta apresentada em todo o circuito, e uma corrente de até 1,5 mA. Sendo assim, foi necessário a utilização de um

conversor chaveado CC-CC PT78ST105 conectado a fonte de 24 V, responsável por gerar a saída de 5V. Essa saída de tensão foi ideal para alimentar o display LCD com corrente de mA ideal para consumo, o HX711 com 1,5mA de corrente ideal para consumo. Para gerar uma saída de 3,3, foi utilizado um CC-CC PT78ST133 também conectado a fonte de 24 V. Essa saída de tensão serviu para alimentar o ZigBee com corrente de 10 μ A ideal para consumo e o MSP430F2619 e o MSP430F2274 250 μ A de corrente ideal para consumo.

Figura 35 - Fonte de alimentação.



Fonte: A Autora (2017).

4.3.7 CIRCUITO DE EMERGÊNCIA

Para garantir a segurança do participante, em relação ao sistema de suspensão corporal, durante as pesquisas, em caso de qualquer emergência, um botão de parada estará posicionado ao alcance do voluntário e que, quando acionado, têm a finalidade de para o movimento da esteira, desabilitando seu comando. O botão utilizado para esse fim é um botão da marca SCHMERSAL E2-40/03 opaco em policarbonato/poliamida com 30% de fibra de vidro, com vida mecânica de 5×10^4 operações, com acoplamento RMF-02 e bloco de contato CLP em termoplástico, vida mecânica de 5×10^4 operações, com conector tipo parafuso e ambos resistentes ao choque e a vibração (Schmersal E2-40/03, 2017).

4.4 O VOLUNTÁRIO E A RELIZAÇÃO DOS TESTES

Para validação do SSMH como um todo, será necessário a realização de testes com humanos para avaliação de comunicação entre CPU da plataforma de força e CPU de recebimento de dados tentando minimizar ao máximo os erros e melhorar a eletrônica do

sistema; desconforto gerado pelo sistema de suspensão para que os testes não sejam comprometidos caso algum voluntário venha a desistir por dor ou desconforto; segurança geral, avaliando tanto a parte mecânica quanto elétrica para que a saúde e integridade física de voluntários e pesquisadores não seja comprometida durante as pesquisas e também, para tentar

4.4.1.1 Posicionamento e segurança do voluntário durante os testes

Uma maca de 89cm de altura por 198cm de comprimento e 60cm de largura será posicionada na direção dos suportes cabide para que o voluntário deite e as fitas e cordas sejam fixadas ao colete KED e as faixas localizadas no bíceps, coxa medial e perna. A altura da maca é a mesma altura que o voluntário permanecerá em suspensão. Após a fixação das fitas a maca será retirada e um colchão inflável de casal da marca Bestway com o peso máximo suportado de 295kg e com medidas de 0,22m de altura, 1,37m de largura e 1,91m de profundidade, será colocado no chão, abaixo do voluntário para que, em casos de falha na suspensão e eventuais quedas, o colchão amortecia o impacto com o chão e, pelo largura e profundidade, tente evitar que o voluntário bata alguma parte do corpo no chão.

Alguns materiais para o desenvolvimento do SSMH foram escolhidos por serem utilizados em situações que exigem segurança e precisão. Como por exemplo, esportes de aventura como rapel, bungee jump, etc (fitas tubulares, mosquetões ovais e cordas elásticas), com grande capacidade de sustentar peso (25kN) e impactos, e resgate de vítimas de trauma que precisam ser imobilizadas e carregadas até um veículo ou local para atendimento (Colete KED).

4.4.1.2 Conforto durante os testes

Para avaliar o conforto do sistema de suspensão durante os testes será utilizada a Escala Analógica Visual ou *Visual Analog Scale* (VAS) para mensurar dor e conforto que podem ser geradas pelo colete durante os testes assim como feito no estudo de Perusek (2007), onde os autores avaliaram o conforto dos cintos e de todo sistema de suspensão nas regiões dos ombros, pescoço, quadril, lombar, pernas e braços utilizando uma escala analógica visual (como citado no item 3.6 dessa dissertação).

Bijur e colaboradores (2001) fizeram um estudo onde avaliavam a confiabilidade do VAS mostrando que o mesmo é altamente confiável para medição de dor aguda. Sendo assim, o VAS será utilizado para mensurar dor e conforto na região dos ombros, pescoço, quadril, lombar, pernas e braços após o teste em cada ambiente para que seja possível analisar tanto o

conforto do colete e do sistema de suspensão, quanto o conforto em relação a cada ambiente simulado. Essa escala consiste em uma linha horizontal onde o lado esquerdo contém a palavra “No Pain (Sem dor)” e o lado direito “Worst Imaginable Pain (Pior dor imaginável)” e os voluntários devem apontar onde encontram-se no momento.

4.5 INTEGRAÇÃO E VERSÃO FINAL DO SISTEMA

Com a integração de todo o sistema é possível obter o peso aparente do voluntário em Terra, Marte e Lua. Para isso, são necessários alguns passos desde a chegada do voluntário ao laboratório até o fim do experimento. Serão necessários, pelo menos, dois pesquisadores, um para operar o sistema eletrônico e um para operar o sistema mecânico e ajudar o voluntário. Os passos são:

- Após assinar o Termo de Consentimento, o voluntário é medido e pesado e veste o colete KED e deita na maca que estará localizada abaixo da suspensão. O pesquisador prende os mosquetões com fitas vermelhas ao colete KED e as cordas elásticas, também com mosquetões, as faixas localizadas nas pernas, coxas e braços. Após esse passo, o pesquisador verifica todas as fitas e cordas para garantir que todas estejam presas e niveladas;
- Com o voluntário suspenso, o pesquisador responsável por operar o sistema eletrônico seleciona-se o ambiente inicial;
- O pesquisador responsável pelo sistema mecânico tensiona os cabos utilizando o dinamômetro como guia para calibração da plataforma de força. Ao tensionar o cabo, o voluntário é pressionado levemente junto da esteira, essa pressão é captada pelas células de carga, que enviam um sinal para o sistema eletrônico responsável por processar esses dados. O pesquisador visualiza esses dados e, caso não sejam os valores esperados, muda a tensão dos mesmos até que os valores ideais para cada ambiente sejam alcançados pela plataforma de força. Após isso, o dinamômetro é retirado e os cabos permanecem presos a esteira;
- Ao alcançar tal ambiente, o teste pode ser iniciado.
- Em caso de problemas com o voluntário ou o sistema como um todo, um botão de emergência poderá ser pressionado causando o desligamento da esteira e o teste é interrompido.

4.6 ORÇAMENTO FINAL DO SSMH

Um dos objetivos dessa dissertação foi desenvolver um protótipo funcional com materiais de baixo custo, para isso, a Tabela 3 apresenta os valores de cada componente e ao fim, o valor total que foi destinado ao projeto.

Tabela 3 - Descrição e valores dos materiais utilizados no SSMH.

MATERIAL	FORNECEDOR	QUANTIDADE	VALOR UNIDADE	VALOR TOTAL
Esteira ergométrica Life Zone 1660 dobrável e bivolt	Loja virtual shoptime	1 unidade	R\$ 849,99	R\$ 849,99
Células de Carga 50kg	Loja virtual Eletrogate	4 unidades	R\$ 18,90	R\$ 75,60
Módulo A/D 24 bits HX711	Loja virtual Auto Core Robótica	4 unidades	R\$ 18,90	R\$ 75,60
Módulo Digi XBee 802.15.4 – Antena Wire – Low Power	Loja virtual XBee Store	2 unidades	R\$ 151,47	R\$ 302,94
Fita Tubular 25kN	Loja virtual Alpimonte	16 metros	R\$ 6,90 (metro)	R\$ 110,40
Corda elástica 12mm	Loja virtual Casa das Cordas	12 metros	R\$ 5,50 (metro)	R\$ 66,00
Cabo elástico 6mm	Loja virtual Armazém Naval	24 metros	R\$ 6,00 (metro)	R\$ 144,00
KED imobilizador dorsal adulto	Loja virtual Biotecmed	1 unidade	R\$ 179,90	R\$ 179,90
Dinamômetro 100kg	Loja virtual Agroline	1 unidade	R\$ 35,00	R\$ 35,00
Tubos Metalon 70x50mm	Loja virtual Tubonasa	3 unidades (6 metros cada)	R\$ 138,00	R\$ 414,00
			TOTAL	R\$ 2253,45

Fonte: A Autora (2017).

Com a finalidade de comparar os preços de outros sistemas de simulação de marcha em esteira ou piso fixo com suspensão corporal para diminuição do peso corporal, foi realizada uma pesquisa online utilizando os termos: Unweighing System; Suporte de peso corporal para treino de marcha; Underwater treadmill systems; Simuladores de marcha com suporte de peso corporal. Com isso, foram selecionadas cinco marcas que possuíam sistema de suspensão corporal voltados para fitness e reabilitação.

Tabela 4 - Comparação de valores de alguns sistemas de suspensão corporal que estão no mercado.

MARCA	CARACTERÍSTICAS	VALORES
Biodex	Suporte para suspensão corporal; controle para elevação elétrica; Harness; leitor digital; ajustável para adultos e crianças; treinamento para o terapeuta; 1 ano de garantia; Sem esteira.	USD 24700,00
Physiogate	Suporte para suspensão corporal; Harness; Display com informações de peso corporal e descarga de peso em cada membro; Sem esteira.	USD 9999,00
Glidecicle	Suspensão por cintos e com uma espécie de banco; suporte com rodas.	USD 1649,00
AquaCiserIII	Esteira; Tanque para água com todo aparato necessário para o funcionamento do mesmo; painel Touch Screen; Variações de programa na esteira; Usado para fitness e reabilitação; Instalação; 1 ano de garantia.	USD 106326,00
Usilever	Suporte para suspensão corporal; controle para elevação elétrica; Harness; Sem Esteira; 1 ano de garantia.	R\$ 7200,00

Fonte: A Autora (2017).

Como pode ser visto na Tabela 4, de oito marcas pesquisadas apenas cinco delas possuíam informações sobre valores. Dessas cinco marcas, apenas a AquaCiserIII possui todo sistema completo e já vem com a esteira ergométrica adaptada para água. As marcas Usilever, Biodex e Physiogate possuem apenas o suporte para suspensão, Harness, elevação eletrônica e leitor digital, mas, não vem acompanhadas de esteira ergométrica. E por fim, a Glidecicle que é apenas um suporte para suspensão corporal com rodas, banco e guidão imitando uma bicicleta.

O SSMH apesar de simples, desempenha as funções básicas como suspensão, simulação de marcha em diferentes ambientes, plataforma de força e leitura digital das células de carga, e é composto por uma esteira ergométrica, um colete KED, uma plataforma de força, um leitor digital de cargas, conjunto de cabos e cintos para suspensão e simulação de ambiente. Os

materiais utilizados nesse projeto foram escolhidos de acordo com o melhor custo benefício. E, é possível aprimorar ainda mais o sistema sem aumentar absurdamente o orçamento final.

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Esta seção apresenta os testes realizados para fazer a coleta de resultados e as discussões das análises descritas nessa dissertação.

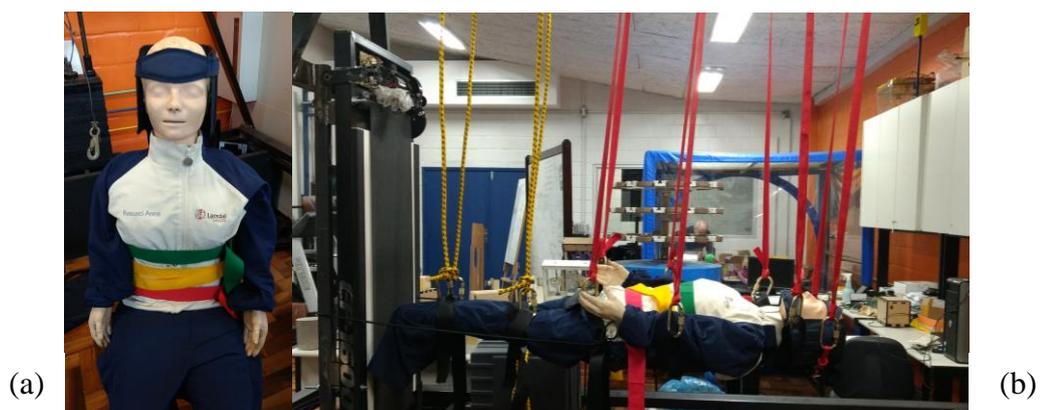
5.1 TESTE DE MATERIAIS E EQUIPAMENTOS

Para validação do Sistema de Simulação de Marcha em Hipogravidade, foi necessária a realização de teste funcionais nos componentes eletrônicos e em estruturas de grande importância para o sistema. A plataforma de força foi testada juntamente com o sub-sistema de comunicação e simulação e, a estrutura foi testada juntamente com a suspensão corporal. A frequência de amostragem da plataforma de força variou de 0 a 80 amostras por segundo, podendo estar mais alta ou mais baixa dependendo do teste realizado. O objetivo dessa oscilação foi para testar o sub-sistema de aquisição de dados que está interligado funcionalmente com o sub-sistema de comunicação e armazenamento de dados.

5.1.1 A ESTRUTURA, SUSPENSÃO CORPORAL

Para testar a suspensão corporal e seus componentes, foi utilizado um manequim de simulação de massagem cardíaca de aproximadamente 15kg. Esse manequim foi vestido com o colete KED (Figura 36a) e preso a estrutura (Figura 36b). Após estar preso a estrutura, um nível com ampola foi colocado em cima de seu tronco para que fosse possível ajustar todas as cordas na mesma altura

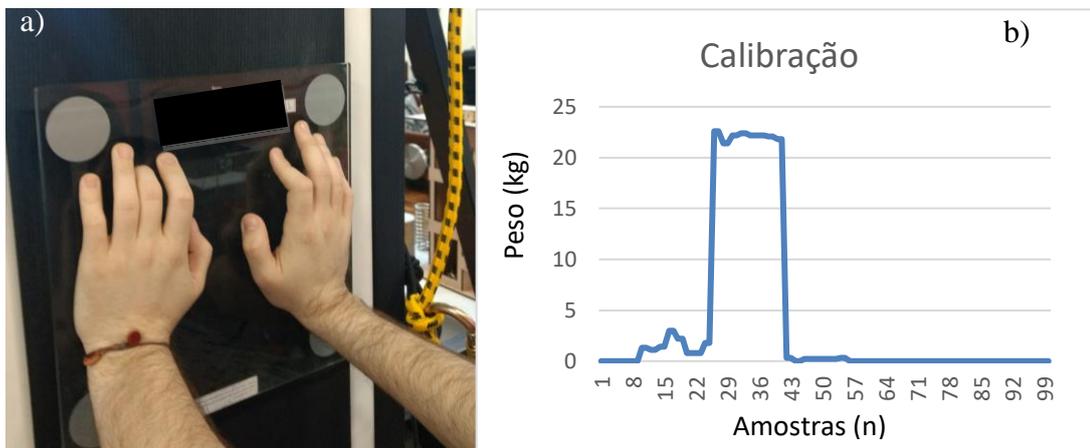
Figura 36 - (a) Manequim simulador massagem cardíaca vestido com colete de imobilização dorsal KED; (b) Manequim preso a estrutura.



5.1.2 CALIBRAÇÃO

O processo de calibração foi realizado com a utilização de uma balança doméstica. Esta balança foi colocada sobre a plataforma e aplicou-se uma carga conhecida. Com a indicação feita no display da balança corrigiu-se o valor indicado na plataforma de força. Uma vez feito isto, fez a tara da plataforma de força. O sinal mostrado na figura mostra o valor inicial sem carga. Os dois pequenos picos são a aplicação de dois pequenos toques necessários para acordar a balança. Segue então a aplicação de uma carga de 23kg a qual pode ser lida no gráfico. Ao final a carga é eliminada e a plataforma de força volta para a indicação de 0kg (Figura 37).

Figura 37 -- (a) Balança doméstica marca Geom apoiada na esteira e recebendo compressão; (b) Gráfico da calibração da plataforma de força da SSMH.



Fonte: A Autora (2017).

5.1.3 A PLATAFORMA DE FORÇA E O SUB-SISTEMA DE COMUNICAÇÃO

Para validação dos componentes eletrônicos do sub-sistema de força foi utilizada uma técnica de simulação de forças aplicadas sobre a superfície da esteira com o uso de um saco de boxe de aproximadamente 72kg. Para prender o saco, foram utilizados os cabos e ganchos do sub-sistema de simulação. O saco foi pressionado contra a plataforma e mantido ali por 118s, obtendo 100 amostras a uma frequência de 1,2s. Esse teste foi chamado de “pressão contínua”.



Fonte: A Autora (2017).

Para comparação, o mesmo procedimento foi adotado com uma balança da marca GEOM para estipular o peso real do saco de boxe. Para análise dos dados recebidos pela plataforma de força, foi utilizada uma planilha de cálculo, através de regressão linear por mínimos quadrados. A Equação 8 foi utilizada para calcular o erro percentual entre a medida de peso adquirida através da balança e a medida de peso adquirida pela plataforma de força.

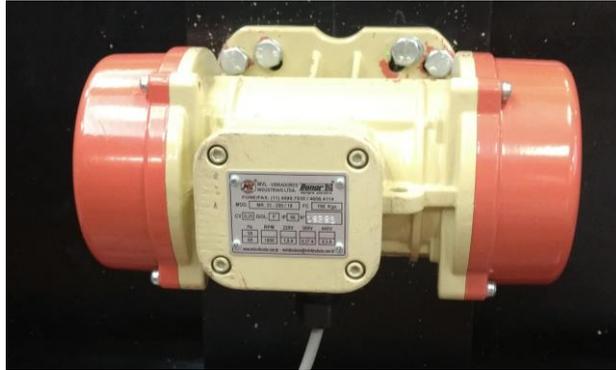
$$\text{Erro (\%)} = \frac{M_{ra} - M_a}{M_{rb}} \times 100 \quad (8)$$

Onde **M_{ra}** é o peso real adquirido pela balança digital multiplicado pela aceleração da gravidade no ambiente simulado, **M_a** é o peso adquirido pela plataforma de força do SSMH e **M_{rb}** é o peso real adquirido pela balança digital.

5.1.4 TESTE DE MARCHA

Com a finalidade de testar a plataforma de força em uma situação mais parecida com a marcha, um motor que converte movimento rotacional em linear, assíncrono, fundido em liga especial de alumínio, resistente a esforços intermitentes, modelo IP66 da MVL vibradores industriais (Figura 38) com duas hastes e um pé mecânico em cada uma das pontas (Figura 39) foi preso próximo a esteira a uma distância que o pé mecânico articulado tocasse o solo em todas as fases de apoio da marcha.

Figura 38 - Motovibrador IP66 MVL vibradores industriais.



Fonte: A Autora (2017).

Figura 39 - "Perna mecânica" para simulação de marcha.



Fonte: A Autora (2017).

O pé mecânico é articulado na região do tornozelo (Figura 40) para que, ao tocar a esteira, ele deslize para que seja possível simular o toque inicial do pé com o solo durante a marcha e também, analisar o tempo de toque de cada pé na esteira.

Figura 40 - Tornozelo articulado para simular o toque inicial do calcanhar na esteira durante a marcha.



Fonte: A Autora (2017).

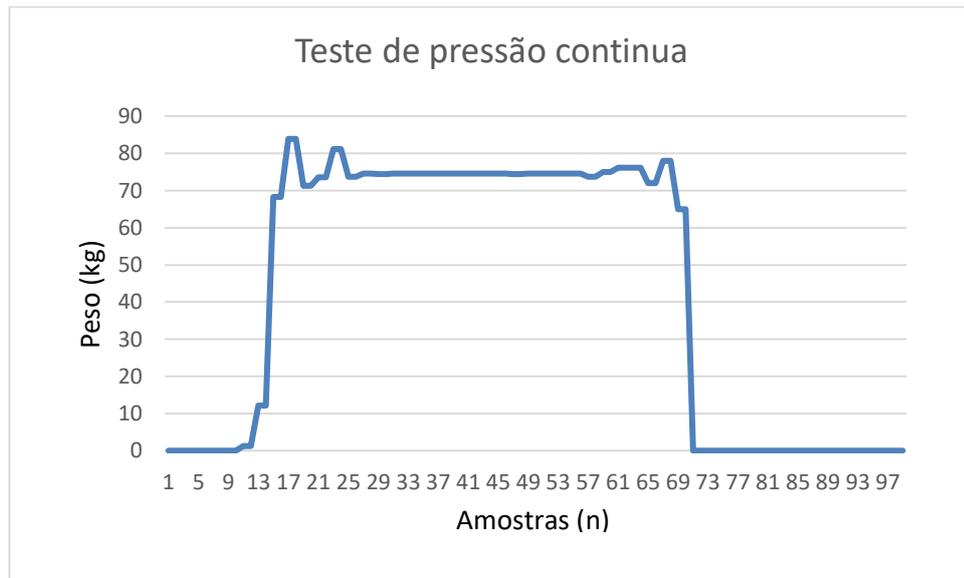
Com um tacômetro, foi obtida a velocidade de rotação do motor para obter sua taxa amostral (Equação 9) e sincronizar a velocidade de passada do motor com a velocidade da esteira ergométrica. As leituras de dados feitas pelo conversor A/D foram de 10 amostras por segundo.

$$T_{\text{tacômetro}} = n \cdot \frac{1}{f_{\text{amostragem}}} \quad (9)$$

5.1.5 RESULTADOS DOS TESTES

Ao pesar o saco de boxe, a balança acusou um peso de 72 kg e, a média de peso apresentada pela plataforma do SSMH foi de 74,47kg. Com uma taxa de amostragem de 1,2s e tempo de coleta de 118,8s, foram coletadas aproximadamente 100 amostras entre elas, amostras transitórias de colocação e retirada de peso da plataforma e tempo sem estímulo que corresponde a segundos que antecedem e procedem o contato da massa de peso conhecido com a superfície da esteira (Figura 41). Com esses dados sabemos que o Erro % do SSMH encontra-se em 2,84 %.

Figura 41 - Gráfico de amostras por segundo no teste de pressão contínua.

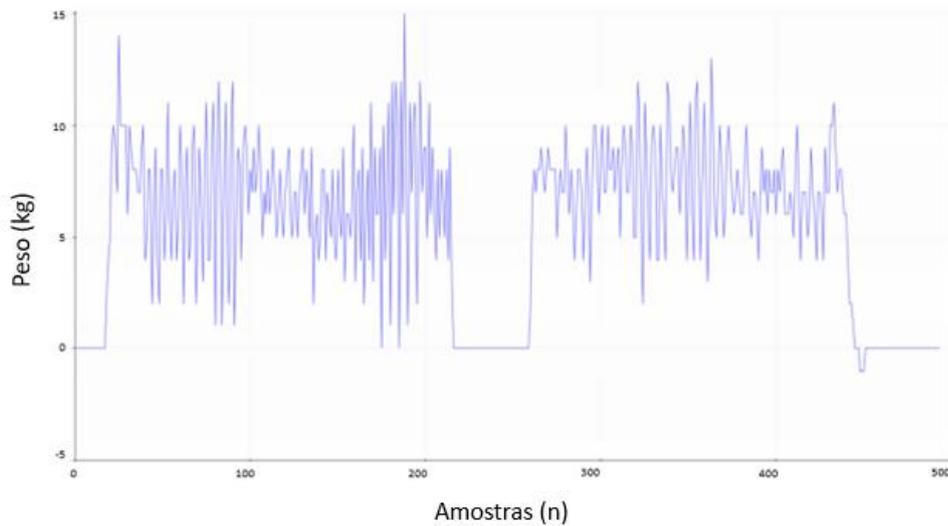


Fonte: A Autora (2017).

5.1.5.1 Resultado Teste de Marcha

Os testes foram realizados em duas situações, caminhada lenta (Figura 43) e caminhada rápida (Figura 44). O teste de caminhada lenta durou quase um minuto e, com a frequência de amostragem em 10 a 80 amostras por segundo, cerca de 500 amostras foram coletadas durante o teste. Utilizando a equação 9, foi possível quantificar a rotação do motor da esteira a 50rpm durante a coleta de dados.

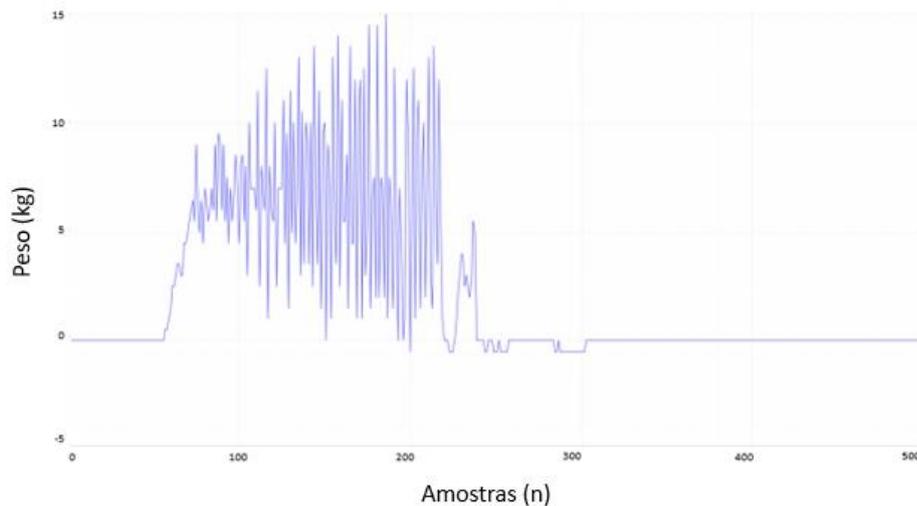
Figura 42 - Teste de marcha SSMH caminhada lenta



Fonte: A Autora (2017); Fay (2017).

O teste de caminhada rápida teve duração menor (em torno de 30 segundos) mantendo a frequência de amostragem de 10 a 80 amostras por segundo e com o motor ainda a 50rpm, onde aumentamos apenas a velocidade do motovibrador em relação ao teste anterior.

Figura 43 - Teste de marcha SSMH caminhada rápida



Fonte: A Autora (2017); Fay (2017).

5.2 CONCLUSÃO E DISCUSSÕES

Levando em consideração custo e tempo para execução do projeto como um todo, os resultados mostraram que o erro percentual do SSMH foi de 2,84%, mantendo-se abaixo de 5%. Comparando esse sistema com a CPP (0,36 de erro percentual) e as balanças comerciais que possuem um erro de 1% (Leite, 2017) podemos perceber que apesar de ser um sistema

simples, de baixo custo e protótipo primário, o erro da SSMH em 2,84 % não ficou muito distante dos sistemas já validados.

Outro fato que deve ser levado em consideração é que, a balança comercial e a CPP estão na posição horizontal e não precisaram de nenhum tipo de pressão ou tração para atingir o peso aparente na gravidade terrestre, pois já estavam em posição privilegiada para o mesmo. E ainda, o sistema da CPP foi aprimorado e encontra-se muito mais robusto devido aos seus equipamentos mais precisos. Como o SSMH é um projeto de baixo custo, certos componentes não puderam ser adquiridos em sua versão mais sofisticada, como por exemplo, as células de carga.

No caso do SSMH, para que a plataforma de força entre em operação é necessário que o sub-sistema de simulação e suspensão estejam funcionando adequadamente, conseguindo manter qualquer massa pressionando a superfície da esteira pelo valor de Erro %, pois, devido a posição vertical da esteira, só é possível causar algum tipo de pressão e estímulo na superfície da esteira se houver um sistema que pressiona os objetos contra a esteira. No caso do SSMH, esse sistema é composto por cordas elásticas que podem ceder dependendo do tempo de exposição a certa tensão.

O teste de marcha foi realizado com uma frequência de amostragem de 10 amostras por segundo. Em seu estudo, Chung (2000) realizou uma bateria de testes para analisar a cinética e cinemática da marcha de 44 homens adultos utilizando duas plataformas de força a uma frequência de 60Hz e seis câmeras. Além dos resultados esperados, o autor registrou uma cadência de $128,7 \pm 7,7$ passos/min. Levando em consideração esse número de passos já registrado na literatura, assim como Cairns et al. (1986) em $124,8 \pm 5,4$ passos/min, Kadaba et al. (1989) em $111,6 \pm 8,3$ passos/min e, por fim, Kerrigan et al. (1998) em $119,0 \pm 10$ passos/min. Analisando o número de passos médio dado pelos participantes dos quatro estudos, foi possível obter uma média de 2,01 passos por segundo, ou, duas amostras por segundo.

Podemos concluir que apesar do erro percentual ser maior que o de balanças comerciais, ele ainda se encontra em um limiar abaixo de 5%. Sendo assim, a plataforma de força foi capaz de captar os sinais, ler, filtrar, amplificar, processar e transmiti-los de forma digitalizada para transmissão desses dados em um display LCD do sub-sistema de comunicação, podendo ainda, gravar esses dados para armazenamento em um computador. Ao submeter a suspensão a tal massa de 72kg foi possível observar que o sub-sistema estrutural e de suspensão corporal são capazes de suportar uma pessoa de aproximadamente 70kg em contato constante com a

esteira, e, corroborando com esse raciocínio, a Tabela 2 mostra a capacidade de carga de cada material utilizado pela SSMH, podendo dizer que esse sistema é capaz de suportar cargas de aproximadamente 100kg.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Quando comparado o erro% da CPP de 0,36% e o peso adquirido pelo SSMH com um erro percentual de 2,84 % nota-se que ainda é necessário o maior aprimoramento do sistema como um todo. A comparação com um sistema extremamente preciso como a CPP é necessária pois quanto mais precisão, mais robustos serão os dados. Outros sistemas necessitam de aprimoramento para que o sistema de simulação de marcha seja mais versátil e prático, possibilitando pesquisas em outras áreas de conhecimento futuramente.

Os estudos de Chung (2000); Cairns et al. (1986); Kadaba et al. (1989); Kerrigan et al. (1998) citados acima servem para justificar a utilização de uma zona de frequência amostral de até 80 amostras por segundo. A análise dos testes desses autores foi feita utilizando dados de análise de marcha de voluntários adultos, por isso a média de passos foi de 2 passos/segundo, ou seja, duas amostras por segundo. Ao definir uma taxa amostral de até 80 amostras/segundo torna o SSMH capaz de coletar dados em intensidades maiores de exercício como no caso da caminhada rápida ou até mesmo corrida.

A multidisciplinaridade no campo da pesquisa e desenvolvimento de equipamentos e soluções que contribuam com o bem-estar da sociedade tem sido cada vez mais notada. Os campos da Engenharia, Medicina, Educação Física, Fisioterapia, Nutrição, entre outros, tem acolhido e fomentado desafios interessantes com este fim. Para simular um ambiente com gravidade reduzida no SSMH diminuimos a tração dos cabos elásticos diminuindo, conseqüentemente, o peso aparente e a força de impacto no momento em que o pé toca a superfície da esteira. Ao desenvolver um sistema desse tipo, amplia-se a variedade de pesquisas que podem ser realizadas. A sarcopenia, osteopenia ou osteoporose, por exemplo, são problemas observados em astronautas que retornam de missões espaciais e em simulações de exposição a microgravidade (acamamento com e sem inversão postural) com duração de 5 dias a 6 meses (Doty, 1990; Widrick et al, 1999; Lambertz et al, 2001;Perhonen 2001; Lang, 2004; Dorfman, 2007; Trappe et al, 2009; Mulder et al (2015) e em idosos sedentários ou longevos.

O SSMH foi projetado para, futuramente, possibilitar pesquisas na área da reabilitação, envelhecimento, obesidade e todas as outras áreas que relacionam impacto e corpo humano,

porque, querendo ou não, a gravidade é a responsável pelo impacto que o corpo sofre a cada passo dado e, em algumas patologias, esse impacto pode ser nocivo para articulações, ossos e músculos. Sendo assim, torna-se necessário o aprimoramento constante do sistema para que futuramente o campo de pesquisa aumente.

7 REFERÊNCIAS

APH – ATENDIMENTO PRÉ-HOSPITALAR. Colete de Imobilização Dorsal - KED. <Disponível em: <http://www.resgatecnica.com.br/wp-content/uploads/2014/09/colete-Ked.pdf>> Acessado em: 12 de set. 2017.

ARMAZEM NAVAL: Cabos elásticos 6mm <disponível em: www.armazemnaval.com.br/WebForms/produto.aspx?campo=489> Acessado em: 3 de jun. 2017.

BEHRMAN, A.L; HARKEMA, S.J. Physical rehabilitation as an agent for recovery after spinal cord injury. **Physical medicine and rehabilitation clinics of North America**, Vol. 18, No. 2 (2007) pp. 183-202.

BIOTECMED: Distribuidora de materiais para saúde <disponível em: <https://design.jet.com.br/biotecmed/documentos/Colete%20Imobilizador%20Dorsal%20Ked%20Adulto%20-%20Cod.1123.pdf>> Acessado em: 22 jan. 2017.

BIJUR, P.E; SILVER, W; GALLAGHER, E.J. Reliability of the visual analog scale for measurement of acute pain. **Academic Emergency Medicine**, Vol. 8 (2001), pp. 1153-1157.

BLABER, A.P; GOSWAMI, N; BONDAR, R.L; KASSAM, M.S. Impairment of cerebral blood flow regulation in astronauts with post flight orthostatic intolerance. **Stroke**, Vol. 42 (2011), pp. 1844–1850.

BLABER, A.P, LANDROCK, C.K; SOUVESTRE, P.A. Cardio-postural deconditioning: a model for post-flight orthostatic intolerance. **Respir Physiol Neurobiol**, Vol. 169, No. 1 (2009), pp. S21–S25.

BOGDANOV, V.A; GURFINKEL, V.S; PANFILOV, V.E. Human motion under lunar gravity conditions (Human performance in various locomotive tasks under simulated lunar reduced gravity conditions, classifying test stands and equipment). **Kosmicheskaya Biologiya i Meditsina**, Vol. 5, (1971), pp. 3–13.

CADORE EL; BRETANO, MICHEL ARIAS; KRUEL; MARTINS LF. Efeitos da Atividade Física na Densidade Mineral Óssea e na Remodelação do Tecido Ósseo. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, Vol.11, No.9, (2005), pp.373-379.

CAIRNS, M.A.; BURDETT, R.G.; PISCIOTTA, J.C.; SIMON, S.R. A biomechanical analysis of racewalking gait. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Vol.18, No. 4 (1986) pp.446-453.

CAPADAY, C. The special nature of human walking and its neural control. **TRENDS in Neurosciences**, Vol. 25, No. 7 (2002) pp. 370-376.

CAVAGNA, G.A; ZAMBONI, A; FARAGGIANA, T; MARGARIA, R. Jumping on the moon: power output at different gravity values. **Aerospace Medicine**, Vol. 43, No. 4 (1972). pp. 408–414.

CERNACK, K. Locomotor Training using Body-Weight Support on a Treadmill in conjunction with ongoing physical Therapy in Child with severe Cerebellar Ataxia. **Physical Therapy**. Vol. 88, No. 1 (2008), pp 88-97.

CHUNG, T.M. Avaliação cinética e cinemática da marcha em homens adultos do sexo masculino. **Acta Fisiátrica**, Vol. 7, No. 2 (2000), pp. 61-67.

CLÉMENT, G. A review of the effects of space flight on the asymmetry of vertical optokinetic and vestibulo-ocular reflexes. **J Vestibul**, Vol. 13 (2003), pp. 255–263.

CLÉMENT, G. **Fundamentals of Space Medicine**. France: Springer. 2011.

COLLERAN, P.N; WILKERSON, M.K; BLOOMFIELD, S.A; SUVA, L.J; TURNER, R.T; DELP, M.D. Alterations in skeletal perfusion with simulated microgravity: a possible mechanism for bone remodeling. **J Appl Physiol**, Vol.89 (2000), pp.1046–1054.

CONVERTINO, V. Spaceflight and Cardiovascular Countermeasures. **Gravitational and Space Biology**, Vol. 18, No. 2 (2005), pp. 59-70.

DALLY, J. W.; RILEY, W. F. **Experimental Stress Analysis**. New York: McGraw-Hill, 1991.

DALMARCO, G. **Desenvolvimento e validação de um sistema de hipo e microgravidade simuladas para realização de massagem cardíaca externa**. Porto Alegre: PUCRS, 2006. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica), Faculdade de Engenharia Elétrica, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2006.

DATASHEET ALTIUM DESIGNER, Disponível em:

<<http://www.altium.com/files/altiumdesigner/s08/learningguides/ar0104%20component,%20model%20and%20library%20concepts.pdf>> (Acesso: 30 de abr. 2016)

DATASHEET HX711. Disponível em:

<https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/ForceFlex/hx711_english.pdf> (Acesso em: 17 de fev. 2016).

DATASHEET DISPLAY LCD 1602. Disponível em:

<<https://www.sparkfun.com/datasheets/LCD/ADM1602K-NSW-FBS-3.3v.pdf>>(Acessado em: 08 de ago. 2017).

DIGI INTERNATIONAL. Disponível em: <http://www.digi.com/>>(Acesso em: 16 de abr. 2016).

DICHARRY, J. Kinematics and Kinetics of Gait: From Lab to Clinic. **Clin Sports Med**, Vol.29 (2010), pp. 347–364.

Di PRAMPERO, P.E., NARICI, M.V. Muscles in microgravity: from fibres to human motion. **Journal of Biomechanics**, Vol. 36 (2003), pp. 403-412.

DISIUTA, L. **Desenvolvimento de uma câmara de pressão positiva para estudos em fisiologia aeroespacial**. Porto Alegre: PUCRS, 2014. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica), Faculdade de Engenharia Elétrica, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2014.

DOEBELIN, E. O. **Measurements Systems Applications and design**. Ohio: McGraw-Hill, 1990.

DONELAN, J.W; KRAM, R. The effect of reduced gravity on the kinematics of human walking: a teste of the dynamic similarity hypothesis for locomotion. **The Journal of Experimental Biology**, Vol. 200 (1997), pp. 3193-3201.

DONELAN, J.W; KRAM, R. Exploring dynamics similarity in human running using simulated reduced gravity. **The Journal of Experimental Biology**, Vol. 203 (2000), pp. 2405-2415.

DORFMAN, T.A; LEVINE, B.D; TILLERY, T; PESHOCK, R.M; HASTINGS, J.L; SCHNEIDER, S.M; MACIAS, B.R; BIOLO, G; HARGENS, A.R. Cardiac atrophy in women following bed rest. **J ApplPhysiol**, Vol. 103 (2007), pp. 8-16.

DOTY, S.B; MOREY-HOLTON, E.R; DURNOVA, G.N; KAPLANSKY, A.S. Cosmos 1887: morphology, histochemistry, and vasculature of the growing rat tibia. **Faseb J**, Vol. 4 (1990), pp.16–23.

DUTRA, C.M.R; DUTRA, C.M.R, MOSER, A.D.L; MANFFRA, E.F. Treino locomotor com suporte parcial do peso corporal na reabilitação de lesão medular: revisão de literatura. **Fisioter. Mov.** Vol. 26, No. 4 (2013), pp. 907-920.

FARLEY, C.T; McMAHON, T.A. Energetics of walking and running: Insights from simulated reduced-gravity experiments. **J Appl Physiol**. Vol. 73, No. 6 (1992), pp. 2709-2712.

FAY, S.R. **Construção de um sistema de desenvolvimento para plataforma de medição de força**. Porto Alegre: PUCRS, 2017. Trabalho de conclusão de curso (Graduação em Engenharia Elétrica), Faculdade de Engenharia Elétrica, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2017.

FRAGA, C. E. N. **Desenvolvimento de um sistema de medição das forças de reação com o solo**. Porto Alegre: PUCRS, 2013. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica), Faculdade de Engenharia Elétrica, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2013.

FINCH, L; BARBEAU, H; ARSENAULT, B. Influence of body weight support on normal human gait: development of a gait retraining strategy. **Physical Therapy**, Vol. 71, No 11 (1991) pp. 842-855.

GAMBELLI, C.N; THEISEN, D; WILLEMS, P.A; SHEPENS, B. Motor control of landing from a countermovement jump in simulated microgravity. **J Appl Physiol**, Vol. 120 (2016), p. 1230-1240.

GENC, K.O; MANDES, V.E; CAVANAGH, P.R. Gravity replacement during running in simulated microgravity. **Aviation Space and Environmental Medicine**, Vol. 77, No. 11 (2006), pp. 1117–1124.

GOSWAMI, N; BATZEL, J.J; CLÉMENT, G; STEIN, T.P; HARGENS, A.R; SHARP, M.K; BLABER, A.P; ROMA, P.G; HINGHOFFER-SZALKAY, H.G. Maximizing information from space data resources: a case for expanding integration across research disciplines. **Eur J Appl Physiol**, Vol. 113, (2013), pp. 1645-1654.

GRIMM, D; GROSSE, J; WEHLAND, M; MANN, V; RESELAND, J.E; SUNDARESAN, A; CORYDOM, T.J. The impact of microgravity on bone in humans. **Bone**, Vol. 87, (2016), pp. 44-56.

GUELL, A. Lower body negative pressure (LBNP) as a countermeasure for long term spaceflight, **Acta Astronautica** Vol.35 (1995), pp.271–280.

HALL, S. J. **Biomecânica Básica**. Barueri, SP: Manole, 2009.

HARGENS, A.R., RICHARDSON, S. Cardiovascular adaptations, fluid shifts, and countermeasures related to space flight. **Respiratory Physiology & Neurobiology**. Vol. 169S (2009), pp.S30–S33.

HUGHSON, R.I; MAILLET, A; GHARIB, C; FORTRAT, J.O; YAMAMOTO, Y; PAVY-LETRAON, A; RIVIERE, D; GUELL, A. Reduced spontaneous baroreflex response slope during lower body negative pressure after 28 days of head-down bed rest. **Journal of Applied Physiology**, Vol.77 (1994), pp.69–77.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Report of the task group on reference man. Oxford, 1974 (ICRP-23).

JORDAN, A.R; BARNES, A; CLAXTON, D; PURVIS, A; FYSH, M. Kinematics and neuromuscular recruitment during vertical treadmill exercise. **Journal of Exercise Rehabilitation**, Vol 13, No. 3 (2017), pp.307-314.

KADABA, M.P.; RAMAKRISHNAN, H.K.; WOOTTEN, M.E. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. **J Orthop Res**, Vol. 8, No.3 (1990) pp. 383-392.

KERRIGAN, D.C.; TODD, M.K.; DELLA CROCE, U.; LIPSITZ, L.A.; COLLINS, J.J. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. **Arch Phys Med Rehabil**, Vol. 79 (1998) pp.317-322.

LAMBERTZ, D., PE'ROT, C., KASPRANSKI, R., GOUBEL F. Effects of long-term spaceflight on mechanical properties of muscle in humans. **J Appl Physiol**, Vol.90 (2001), pp. 179-188.

LANG, T. LeBLANC, A; EVANS, H; LU, Y; GENANT, H; YU, A. Cortical and Trabecular Bone Mineral Loss from the Spine and Hip in Long-Duration Spaceflight. **J Bone Miner Res**, Vol. 19 (2004), pp. 1006-1012.

LEITE, A.K.O; MACKAILL, C.L.M; GOMES, M.S; SPONCHIADO, G.S; de LIMA, J.C.M; RUSSOMANO, T. Validação da Plataforma de Força do Sistema de Simulação de Marcha em Hipogravidade. **XVII Congresso Brasileiro de Biomecânica**, Porto Alegre/RS, 2017.

LU, Q; ORTEGA, C; MA, O. Passive gravity compensation mechanisms: technologies and applications. **Recent Patents on Engineering**, Vol. 5, No. 1 (2011), pp. 32–44.

MA, O; WANG.J. Apparatus and method for reduced-gravity simulation. **Patent US 8152699 B1**, 2012.

MATSUNO, V.M; CAMARGO, M.R; PALMA, G.C; ALVENO, D; BARELA, A.M.F. Análise do uso de suporte parcial de peso corporal em esteira e em piso fixo durante o andar de crianças com paralisia cerebral. **Rev Bras Fisioter**, Vol. 14, No. 5 (2010), pp. 404-410.

McARDLE, W.D; KATCH, V.L; KATCH, F.I. **Fisiologia do Exercício: nutrição, energia e desempenho humano**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2013.

McCAIN, K.J; POLLO, F.E; BAUM, B.S; COLEMAN, S.C; BAKER, S; SMITH, P.S. Locomotor Treadmill Training with Partial Body-Weight Support Before Overground Gait in Adults with Acute Stroke: A Pilot Study. **Arch Phys Med Rehabil**. Vol 89 (2008), pp. 684-691.

MIRVIS, Adam D. **A Dynamics-Based Fidelity Assessment of Partial Gravity Gait Simulation Using Underwater Body Segment Ballasting**. 2011. Dissertação de Mestrado. University of Maryland.

MULDER, E; CLÉMENT, G; LINNARSSON, D; PALOSKI, W.H; WUYTS, F.P; ZANGE, J; FRINGS-MEUTHEN, P; JOHANNES, B; SHUSHAKOV, V; GRUNEWALD, M; MAASSEN, N; BUEHLMEIER, J; RITTWEGGER, J. Musculoskeletal effects of 5 days of bed rest with and without locomotion replacement training. **Eur J Appl Physiol**, Vol. 115 (2015), pp. 727–738.

MULROY, S.J. Gait parameters associated with responsiveness to treadmill training with body-weight support after stroke: an exploratory study. **Physical therapy**, Vol. 90, n. 2, (2010) pp. 209-223.

NEWMAN, D.J; ALEXANDER, H.J. Human locomotion and workload for simulated lunar and Martian environments. **Acta Astronautica**, Vol. 29, No. 8 (1993), p. 613-620.

ORTOBONI, C; FONTES, S.V; FUKUJIMA, M.M. Estudo comparativo entre a marcha normal e a de pacientes hemiparéticos por acidente vascular encefálico: aspectos biomecânicos. **Revista Neurociências**, Vol. 10, No.1 (2002), pp. 10-16.

PAVEI, G; BIANCARDI, C.M; MINETTI, A.E. Skipping vs. running as the bipedal gait of choice in hypogravity. **Journal of Applied Physiology**, Vol. 119, n. 1 (2015), pp. 93-100.

PAVEI, G; MINETTI, A.E. Hopping locomotion at different gravity: metabolism and mechanics in humans. **Journal of Applied Physiology**, Vol. 120, No. 10 (2015) pp. 1223-1229.

PERHONEN, M.A; FRANCO, F; LANE, L.D; BUCKEY, J.C; BLOMQUIST, C.G; ZERWEKH, J.E; PESHOCK, R.M; WEATHERALL, P.T; LEVINE, B.D. Cardiac atrophy after bed rest and spaceflight. **J Appl Physiol**, Vol. 91 (2001), pp. 645-653.

PERUSEK, G.P; LEWANDOWSKI, B; GILKEY, K; NALL, M. Exercise countermeasures and a new ground-based partial-g analog for exploration. **45th AAIA Aerospace Sciences Meeting and Exhibit**, Nevada, 2007.

POLIMET : MANUAL EP:1600 <disponível em:
<http://img.shoptime.com.br/produtos/01/01/manual/110263872.pdf>> Acessado em: 22 jan. 2017.

ROBAYO, L.C. **Historia espacial: recuento histórico de su evolución y desarrollo**. Revista de Derecho, Comunicaciones y Nuevas Tecnologías No. 12 (2014).

ROGERS, Melissa JB; VOGT, Gregory L.; WARGO, Michael J. Microgravity: A Teacher's Guide with Activities in Science, Mathematics, and Technology - NASA, Oberlin, 1997.

ROSSI, E. Envelhecimento do sistema osteoarticular. **Einstein (São Paulo)**, Vol. 6, No. 1 (2008), pp. S7-S12.

RUSSELL, Bertrand. **ABC da Relatividade**. Zahar, Rio de Janeiro, 2005.

RUSSOMANO, T., CASTRO, J.C. **Fisiologia Aeroespacial: Conhecimentos essenciais para voar com segurança**. Porto Alegre: EdIPUCRS, 2012.

SAIBENE, F; MINETTI, A.E. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. **Eur J Appl Physiol**, Vol. 88 (2003), pp. 297-316.

SANTOS, P.E.B., BONAMINO, M.H. Efeitos cardiovasculares agudos da exposição ao ambiente microgravitacional. **Arq Bras Cardiol**, Vol. 80, No. 1 (2003), pp. 105-115.

SCOTT, M.S; ZWART, S.R; HEER, M; HUDSON, E.K; SHACKELFORD, L; MORGAN, J.L.L. Men and Women in Space: Bone Loss and Kidney Stone Risk After Long-Duration Spaceflight. **Journal of Bone and Mineral Research**, Vol. 29, No. 7 (2014), pp 1639–1645.

SENAI. Sistemas Eletrônicos: Instalação. São Paulo: SENAI-SP Editora, 2014.

SENAI. Serviço Nacional de Aprendizagem Industrial. Sistemas eletrônicos. São Paulo: SENAI-SP, 2014.

SERWAY, R.A; JEWETT Jr, J.W. **Princípios de Física: Mecânica Clássica e Relatividade**. São Paulo: Cengage Learning, 2015.

SHACKELFORD, L.C., LEBLANC, A.D., DRISCOLL, T.B., EVANS, H.J., RIANON, N.J., SMITH, S.M., SPECTOR, E., FEEBACK, D.L., LAI, D. Resistance exercise as a countermeasure to disuse-induced bone loss, **Journal of Applied Physiology** Vol.97 (2004), pp.119–129.

SHANG, P; ZHANG, J; QIAN, A; LI, J; MENG, R; DI, S; HU, L; GU, Z. Bone cells under microgravity. **J Mech Med Biol**, Vol. 13, No. 5 (2013).

SCHMERSAL E2-40/03. Botão de emergência. Disponível em: file:///C:/Users/Ana%20Karen/Documents/bota_de_emergencia_e240.pdf. (Acesso em: 17 de ago. 2017)

SIBONGA, J.D; EVANS, H.J; SUNG, H.G; SPECTOR, E.R; LANG, T.F; OGANOV, V.S; BAKULIN, A.V; SHACKELFORD, L.C; LeBLANC, A.D. Recovery of spaceflight-induced bone loss: Bone mineral density after long-duration missions as fitted with an exponential function. **Bone**, Vol. 41 (2007), pp. 973-978.

SMITH, S.M; WASTNEY, M.E; MORUKOV, B.V; LARINA, I.M; NYQUIST, L.E; ABRAMS, S; TARAN, E. N; SHIH, CHIH-YU; NILLEN, J.L; DAVIS-STREET, J.E; RICE, B.L; LANE, H.W. Calcium metabolism before, during, and after a 3-mo spaceflight: kinetic and biochemical changes. **Am. J. Physiol**, Vol. 277, No. 46 (1999), R1–R10.

SYLOS-LABINI, F; LACQUANITI, G; IVANENKO, Y.P. Human locomotion under reduced gravity conditions: Biomechanical and neurophysiological considerations. **BioMed Research International**, (2014), pp. 1-12.

TESCH, P.A., TRIESCHMANN, J.T., EKBERG, A. Hypertrophy of chronically unloaded muscle subjected to resistance exercise, **Journal of Applied Physiology**, Vol.96 (2004), pp.1451–1458.

TEXAS INSTRUMENTS. Disponível em: <http://www.ti.com/> (Acesso em: 15 de dez. 2015).

TOGNELLA, F; MAINAR, A; VANHOUTTE, C; GOUBEL, F.A mechanical device for studying mechanical properties of human muscle in vivo. **Journal of Biomechanics**, Vol. 30, No. 10 (1997), pp. 1077-1080.

TRAPPE, S; CREER, A; SLIVKA, D; MINCHEV, K; TRAPPE, T. Single muscle fiber function with concurrent exercise or nutrition countermeasures during 60 days of bed rest in women, **Journal of Applied Physiology**, Vol.103 (2007), pp.1242–1250.

TRAPPE, S; COSTILL, D; GALLAGHER, P; CREER, A; PETERS, J.R; EVANS, H; RILEY, D.A; FITTS, R.H. Exercise in space: human skeletal muscle after 6 months aboard the International Space Station. **J Appl Physiol**, Vol. 106 (2009), pp. 1159 –1168.

URQUIZA, M.A. **Desenvolvimento de uma Plataforma de Força Multiaxial para Instrumentação Biomédica**. Uberlândia: UFU, 2005. Dissertação (Mestrado em Ciências), Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, 2005.

VAQUER, S; MESQUIDA, J. Hemodynamic Monitoring in Space. **Aviation in Focus**, Vol. 4, No. 2 (2013), pp. 93-105.

VAUGHAN, C.L; DAVIS, B.L; O'CONNOR, J.C. **Dynamics of human gait**. Champaign, Illinois: Human Kinetics Publishers, 1992.

WIDRICK, J.J; KNUTH, S.T; NORENBURG, K.M; ROMATOWSKI, J.G; BAIN, J.L.W; RILEY, D.A; KARHANEK, M; TRAPPR, S.W; TRAPPE, D; COSTILL, L; FITTS, R.H. Effect of a 17-day spaceflight on contractile properties of human soleus muscle fibers. **Journal of physiology**, Vol. 516, No. 3 (1999), pp. 915-930.

WINTER, O.C; PRADO, A.F.B.A. **A conquista do Espaço: Do Sputnik à Missão Centenário.** São Paulo: Livraria da Física, 2007.


```

    timeouts.WriteTotalTimeoutMultiplier = 10;
    SetCommTimeouts(hcom, &timeouts);
}

// Verificar se hcom é diferente de INVALID_HANDLE_VALUE
return hcom;
}

void serialClose(HANDLE hcom)
{
    CloseHandle(hcom);
}

int serialWrite(HANDLE hcom, unsignedchar *send, int nbytes)
{
    DWORD bytes_written;

    if (WriteFile(hcom, send, nbytes, &bytes_written, NULL) == 0) bytes_written = 0;
    return bytes_written;
}

int serialRead(HANDLE hcom, unsignedchar *receive, int nbytes)
{
    DWORD bytes_readen;

    if (ReadFile(hcom, receive, nbytes, &bytes_readen, NULL) == 0) bytes_readen = 0;
    return bytes_readen;
}

char uart_getchar(HANDLE hcom)
{
    char ch;
    int erro;

    do
    {
        erro = serialRead(hcom, &ch, 1);
    } while(erro == 0);

    return ch;
}

float serialReadScale(HANDLE hcom)
{
    DWORD n;
    char start = 0, c = 0;
    float peso = 0;

    while(start != '*') start = uart_getchar(hcom);
    while(c != ',')
    {
        c = uart_getchar(hcom);
        if(c != ',') peso = 10*peso + (c - '0');
    }
    c = uart_getchar(hcom);
    peso = peso + 0.1*(c - '0');
    return peso;
}

int positChar(char *str, char ch)
{

```



```
    } else
    {
        printf("Falha ao abrir porta COM\n");
        serialClose(hSerial);
    }
    fclose(f);

    system("PAUSE");
    return 0;
}
```