

**Avaliação do esforço físico e atividade muscular na manobra de reanimação cardiopulmonar em sistema de suspensão corporal**

Assessment of physical exertion and muscle activity in cardiopulmonary resuscitation using a body suspension system

**Marcelo José Anghinoni NAVA<sup>1</sup>**

**Gustavo Sandri HEIDNER<sup>2</sup>**

**Nicholas Kluge CORRÊA<sup>3</sup>**

**Mariana Kloeckner Pires DIAS<sup>4</sup>**

**Thiago Boeira SUSIN<sup>5</sup>**

**Rafael Reimann BAPTISTA<sup>6</sup>**

**Thais RUSSOMANO<sup>7</sup>**

**RESUMO:** Atualmente, o turismo e novos projetos espaciais criam a oportunidade de mais seres humanos serem colocados em órbita, mas uma das principais preocupações é a ocorrência de possíveis complicações cardíacas em ambiente extraterrestre. Sendo assim, o objetivo deste estudo foi investigar o esforço físico percebido (EB), a frequência cardíaca (FC), a profundidade das compressões torácicas e a ativação de grupos musculares primários à manobra de ressuscitação cardiopulmonar (RCP) Evetts-Russomano em 20 indivíduos saudáveis, com  $25,5 \pm 6,5$  anos através de um sistema de suspensão corporal. Como resultado, foi visto um declínio da profundidade das compressões torácicas do ambiente de gravidade terrestre (1Gz) para a hipogravidade simulada de 0,38Gz (HipoG) e de HipoG para o ambiente simulado de microgravidade (MicroG); um aumento do EB e da FC à medida que a gravidade diminuía; e uma ativação muscular sem diferença estatística entre HipoG e MicroG.

**PALAVRAS-CHAVE:** Ressuscitação Cardiopulmonar; Simulação de ausência de Peso; Esforço Físico; Eletromiografia.

---

<sup>1</sup> Bacharel em Engenharias Química e Mecânica pela UCS. E-mail: [mjanava@gmail.com](mailto:mjanava@gmail.com)

<sup>2</sup> Acadêmico do curso de graduação em Educação Física pela PUCRS. E-mail: [gsheidner@gmail.com](mailto:gsheidner@gmail.com)

<sup>3</sup> Acadêmico do curso de graduação em Educação Física pela PUCRS. E-mail: [nicholas.correa@acad.pucrs.br](mailto:nicholas.correa@acad.pucrs.br)

<sup>4</sup> Acadêmica do curso de graduação em Educação Física pela Pontifical Catholic University of Puerto Rico. E-mail: [mariklopdias@hotmail.com](mailto:mariklopdias@hotmail.com)

<sup>5</sup> Bacharel em Fisioterapia pelo Centro Universitário Metodista IPA. E-mail: [tbsusin@yahoo.com.br](mailto:tbsusin@yahoo.com.br)

<sup>6</sup> Licenciatura Plena em Educação Física pela ULBRA. Mestre e Doutor em Ciência do Movimento Humano pela UFRGS. Professor adjunto em regime de tempo integral da FEFID – PUCRS. E-mail: [Baprafael@gmail.com](mailto:Baprafael@gmail.com)

<sup>7</sup> Médica pela UFPel. Mestre em Aerospace Medicine pela Wright State University. PhD em Space Physiology pela Kings College London. Coordenadora do Centro de Microgravidade PUCRS. E-mail: [trussomano@hotmail.com](mailto:trussomano@hotmail.com)

**ABSTRACT:** *Space tourism and new space projects have created opportunities for more people to go into orbit; however, a major concern is the occurrence of possible cardiac complications in extraterrestrial environments. Therefore, the aim of this study is to investigate the perceived physical exertion (BS), heart rate (HR), chest compression depth, and the activation of primary muscle groups needed for the performance of the Evetts-Russomano cardiopulmonary resuscitation technique (CPR) by 20 healthy male volunteers, with a mean age of  $25.5 \pm 6.5$  years, using a body suspension system. The results show a decline in chest compression depth from Earth's gravity (1Gz) to simulated hypogravity (HypoG, 0.38Gz), and a continued decline from HypoG to simulated microgravity (MicroG); an increase in BS and HR as gravity decreases; and a muscle activation that showed no significant difference between HypoG and MicroG.*

**KEYWORDS:** *Cardiopulmonary Resuscitation; Weightlessness Simulation; Physical Exertion; Electromyography.*

## **1 Introdução**

Nos últimos anos, a exploração espacial tem recebido novos estímulos com o crescimento da indústria do turismo espacial e da projeção da China como um país capaz de colocar seres humanos na órbita terrestre. O governo norte-americano anunciou estratégias para a colonização de Marte, seja através do estabelecimento de uma base intermediária na Lua ou por meio de uma longa viagem espacial diretamente em direção a Marte (WHITE; AVERNER, 2001).

Para que estes planos tenham sucesso, a saúde dos astronautas deve ser mantida nas melhores condições possíveis. Para longas viagens espaciais, tem sido uma prioridade, para as agências espaciais ao redor do mundo, antecipar qualquer possível problema médico que possa vir a ocorrer e realizar os procedimentos necessários, bem como utilizar contramedidas para preveni-los. Nesse sentido, uma das principais preocupações é a ocorrência de possíveis complicações cardíacas em ambiente extraterrestre, conforme destacado pelo Relatório de Bellagio (SIDES et al, 2005).

Nesses ambientes, há uma grande chance do socorrista não ser um médico treinado (BECK, 2004). Um estudo realizado durante voos parabólicos testou em um manequim três tipos de ressuscitação cardiopulmonar (RCP) e um dispositivo mecânico. Entre eles havia o “*reverse bear hug*” ou manobra de Heimlich modificada, na qual um socorrista alcança o peito da vítima estando posicionado atrás dela e o mais eficaz que parece ser aquele no qual o socorrista posiciona seus pés em uma superfície da embarcação e por meio da contração e extensão dos membros inferiores faz as compressões torácicas com o paciente posicionado em uma superfície oposta, manobra conhecida como “*Handstand*” (JAY et al, 2003). Em 2004, um estudo em modelos animais, com a hemodinâmica similar à humana, demonstrou que

a RCP em um ambiente microgravitacional seria possível através dessa técnica, com a desvantagem, porém, de se precisar da assistência de outras pessoas e de se ter um ambiente espaçoso (JOHNSTON et al, 2004). Outro método plausível de fornecer o suporte básico de vida é através da técnica Evetts-Russomano (ER). Também, testada durante microgravidade (MicroG) simulada por voos parabólicos e com um manequim. A mesma consiste em posicionar a perna esquerda do socorrista sobre o ombro direito. A perna direita do socorrista é colocada ao redor do tronco do paciente, abaixo do braço esquerdo dele. O ideal é que os tornozelos do socorrista se cruzem na região interescapular, a fim de dar maior estabilidade, assim reduzindo o esforço para manter as pernas nessa posição e, também, dar uma resistência para aplicar as compressões torácicas. Com esse método, acredita-se que é possível apenas uma pessoa realizar o suporte básico de vida independentemente do local e de equipamento especializado (EVETTS et al, 2005) (Figura 1).

Em 2006, a NASA publicou um novo relatório de métricas para as missões espaciais, entre as quais estavam medidas de suporte básico de vida contendo procedimentos detalhados para emergências médicas no espaço (HANFORD, 2006). O documento contém instruções para lidar com diversas situações. Dentre elas, um dos possíveis problemas é uma parada cardiorrespiratória em ambiente de microgravidade, onde a força da gravidade aproxima-se de zero, ou em ambientes de hipogravidade (HipoG) de diferentes magnitudes, no qual a força gravitacional é menor do que a da Terra, como Lua e Marte, por exemplo (DALMARCO et al, 2006).

Dalmarco e colaboradores (2006) avaliaram, em ambiente simulado, o desempenho dos voluntários durante a realização da massagem cardíaca em hipogravidade de diferentes magnitudes. Entretanto, apenas os indivíduos do sexo masculino conseguiram desempenhar as compressões torácicas de maneira eficaz por terem um melhor condicionamento físico. No estudo de Rehnberg e colaboradores (2011), o modelo ER para RCP em MicroG foi testado e um aumento da flexão de cotovelo do socorrista que estavam realizando a manobra também foi constatado.

Esse aumento da amplitude de movimento ajuda a atingir a profundidade necessária para efetuar a manobra de ressuscitação, porém envolve um gasto energético maior. Portanto, o propósito deste estudo foi investigar o esforço físico e a ativação muscular de grupos musculares primários à manobra de RCP em socorristas do sexo masculino. A compreensão de como estes músculos contribuem para a manobra ER pode ajudar a definir qual a melhor maneira de treinar os astronautas para a eventualidade de uma parada cardiorrespiratória.

## **2 Métodos**

### **2.1 Amostra**

Foram recrutados 20 indivíduos saudáveis do sexo masculino, entre 19 e 32 anos de idade ( $25,5 \pm 6,5$ ), para realizar a manobra de RCP em duas diferentes situações: ambiente simulado de hipogravidade marciano (hipogravidade simulada de 0,38Gz ou HipoG) e ambiente simulado de MicroG. A RCP em ambiente de gravidade terrestre (1Gz) foi usada como controle.

O estudo foi aprovado junto à Comissão Científica da Faculdade de Educação Física e Ciência do Desporto e ao Comitê de Ética em Pesquisa da PUCRS, como prevê a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde. Os voluntários assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido previamente ao início da sua instrução e da coleta de dados.

### **2.2 Mecanismo de Suspensão Corporal**

Para a simulação de HipoG e MicroG, foi empregado um sistema de suspensão corporal construído pelo Centro de Microgravidade – PUCRS (CARDOSO et al, 2006). O sistema de suspensão corporal consiste em um cinto similar ao utilizado no paraquedismo e um sistema de contrapesos que foram montados em barras de aço com uma estrutura piramidal com base de 3000mm x 2260mm e altura de 2000mm. O sistema de contrapesos, calculados com base no valor da massa relativa dos voluntários, e o cinto são conectados através de um cabo de aço e um sistema de polias, de forma que esse indivíduo fique com o peso referente à HipoG e MicroG.

### **2.3 Manequim de RCP e Mecanismo de Mensuração de Profundidade de Compressão Torácica Externa**

No sentido de oferecer aos voluntários um guia para que as massagens se tornassem mais controladas e ritmadas, um manequim de RCP (Resusci Anne SkillReporter, Laerdal Medical Ltd, Orpington, UK) foi equipado com um sistema de mensuração da depressão do tórax fornecendo, em tempo real, a qualidade e a frequência das compressões torácicas externas (CTEs). Isso foi feito através de um circuito elétrico e um display digital com um contador regressivo que operava em duas fases. Uma de CTE, com 30 pontos, e uma de repouso, com 10 pontos. Para esse teste, as três fases de CTE foram intercaladas por duas fases de repouso. Sua frequência de contagem era equivalente a 100 batimentos por minuto e a cada regressão de um ponto, um sinal sonoro era emitido. Os sinais visuais eram feitos por

meio de LEDs (*light emitting diodes*) verdes, amarelos e vermelhos, indicavam a profundidade das compressões de acordo com os parâmetros da Associação Americana do Coração (AHA, 2005).

## **2.4 Protocolo de massagem cardíaca e avaliação da intensidade do esforço**

No primeiro dia, os voluntários foram preparados com os eletrodos de sEMG, receberam uma breve orientação de como realizar a CPR e a manobra Evetts-Russomano e então aplicavam as CTEs em ambiente terrestre (1 Gz) como controle (EVETTS et al, 2005). No segundo, prosseguia a realização das CTEs, de forma randomizada, nas simulações do ambiente marciano (0,38 Gz) ou de MicroG. No terceiro dia, os indivíduos realizavam as CTEs no ambiente simulado ainda não executado (Figura 2). Esse período entre as coletas foi dado a fim de permitir a completa recuperação fisiológica do sujeito.

Previamente a cada sessão, os voluntários foram colocados em repouso por 5 min e então tiveram sua frequência cardíaca (FC<sub>pré</sub>) mensurada diretamente sobre a artéria carótida comum esquerda durante 60 segundos por um pesquisador com experiência no método de palpação. Ao final de cada sessão, a frequência cardíaca foi mensurada pelo mesmo método (FC<sub>pós</sub>), ao passo que também foram inquiridos a respeito da intensidade do esforço físico realizado (EB).

Durante todo o tempo, os voluntários deveriam observar o ritmo de 100 compressões por minuto e a depressão torácica de 50mm, em cada compressão (AHA, 2005), auxiliados pelos mecanismos previamente descritos e, verbalmente, por um dos pesquisadores, que permaneceu ao lado dele pela duração das 3 sessões de CTEs. A profundidade das compressões foi gravada utilizando o *software WinDaq* para posterior análise estatística.

## **2.5 Percepção subjetiva de esforço**

A percepção subjetiva de esforço foi avaliada através do uso da Escala de Borg de 20 pontos, onde 6 representava nenhum esforço e 20, máximo esforço possível (BORG, 1970).

## **2.6 Sistema de aquisição de dados**

Os dados relativos às CTEs foram coletados e armazenados em um computador através de um conversor analógico/digital de dados, DataQ DI-145, de 4 canais e frequência de amostragem de 240 Hz e do *software WinDaq* que permite a conversão de Volt para a unidade necessária.

## 2.7 Calibração

O manequim de RCP foi calibrado previamente à coleta de dados de cada voluntário, removendo-se a placa torácica e reajustando o ponto zero (nenhuma compressão) e o ponto de compressão máxima, obtido, manualmente, comprimindo o sensor até o fim do seu curso.

O *Miotool* era calibrado ao início de cada dia de coleta de dados utilizando *hardware* e *software* próprios do equipamento a fim de eliminar ruídos do ambiente.

## 2.8 Simulação de HipoG e MicroG em ambiente terrestre

O mecanismo de suspensão corporal foi utilizado para simular os ambientes de HipoG e MicroG em ambiente terrestre. Para tal, os contrapesos foram adicionados de maneira a dissipar a força gravitacional terrestre atuando verticalmente sobre o voluntário e eles foram calculados da seguinte forma. Usando a equação 1, a massa relativa de um sujeito em um campo gravitacional simulado pode ser calculado, onde RM = massa relativa (kg), BM = massa corpórea na Terra (kg), SGF = força gravitacional simulada ( $m/s^2$ ) e  $1Gz = 9.81 m/s^2$ . Equação 2 dá a contrapeso (CW, em kg) necessário para simular a massa corpórea em um nível hipogravitacional.

$$(1) RM = \frac{0.6 BM \times SGF}{1Gz}$$

$$(2) CW = BM - RM$$

## 2.9 Eletromiografia

Foi empregado um eletromiógrafo de superfície *Miotool* com 4 canais bipolares, com frequência de amostragem de 2000 Hz por canal (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda. Porto Alegre, Brasil), para mensurar a ativação muscular (em mV).

O posicionamento dos eletrodos e a preparação da pele seguiram os padrões da SENIAM (*Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) (MERLETTI, 2000). Quatro eletrodos bipolares infantis autoadesivos com gel Ag/AgCl (*Meditrace*) foram utilizados sobre cada um dos quatro músculos avaliados e envolvidos na CTE: tríceps braquial, iliocostais, reto abdominal e peitoral maior. Cada par de eletrodos foi posicionado sobre a pele e um eletrodo extra foi posicionado sobre a vértebra cervical C7 como ponto de referência elétrica após os locais terem sido tricotomizados e limpos com solução alcoólica com 95% de etanol. A fixação dos sensores diferenciais de superfície foi feita com fita

adesiva para evitar o descolamento dos eletrodos por causa da sudorese e dos movimentos vigorosos em hipo e microgravidade simulada.

A coleta de dados da atividade muscular foi iniciada 10 segundos previamente e interrompida 10 segundos após as três sessões de CTEs para se obter uma linha base do sinal de EMG. Os dados referentes às três compressões centrais da segunda sessão de CTEs (compressões 14, 15 e 16) foram recortados da amostragem integral e selecionados para análise estatística, pois as primeiras poderiam ser afetadas pela familiarização e as últimas pela fadiga. Foi calculada a raiz quadrada das médias destas três compressões para cada indivíduo, obtendo-se a média e o desvio padrão da atividade muscular de cada músculo envolvido na RCP avaliado.

Foram utilizados dois filtros para a coleta de dados da eletromiografia de superfície (sEMG). Um filtro *online* passa-banda de 20-500 Hz para limitar os sinais coletados, produzidos pela musculatura (MERLETTI; HERMENS, 2000) e posteriormente foi utilizado um filtro Notch de 50-60 Hz para remover a influência de possíveis campos elétricos gerados pela interferência de outros equipamentos elétricos.

## **2.10 Análise Estatística**

A análise estatística foi realizada para dois diferentes aspectos. A primeira, para avaliar o esforço físico, foi feita através de uma análise de variância entre grupos (ANOVA) para três medidas repetidas. Os três ambientes gravitacionais foram comparados para cada um dos parâmetros mensurados, como FC<sub>pós</sub>, EB e média da profundidade das compressões. A FC<sub>pré</sub> foi considerada uma covariável, pois não teve nenhuma influência direta.

A segunda análise avaliou a ativação muscular e foi dividida em dois tipos:

a) HipoG vs. MicroG para cada um dos músculos avaliados, triceps braquial, iliocostais, reto abdominal e peitoral maior;

b) os quatro músculos foram comparados entre eles mesmos, independentemente, para HipoG vs. MicroG.

Uma ANOVA (SSPS v.17) e um teste de Friedman (Biostat v.5) foram realizados, respectivamente, considerando os quatro músculos como uma estrutura integrada do mesmo voluntário, isto é, um conjunto de músculos independentes.

### **3 Resultados**

#### **3.1 Profundidade de Compressão Torácica Externa**

Podemos observar que a média das CTEs em ambiente gravitacional Terrestre (1Gz) mantiveram-se dentro do padrão definido pela AHA (2005). Não foram observadas diferenças significativas entre as médias das profundidades de CTEs em 1Gz e HipoG, nem entre HipoG e MicroG (Tabela 1). Mas foi observada uma diferença significativa de 7,49 mm na média das CTEs entre 1G ( $51.81 \pm 2.78$ ) e MicroG ( $44.32 \pm 4.65$ ) apresentados na figura 3.

#### **3.2 Frequência Cardíaca**

Todos os sujeitos se encontravam em um estado similar antes do início dos testes, em repouso, quando foi mensurada a FCpré dos mesmos, demonstrando uniformidade entre as médias da amostra (Tabela 1). Não foram encontradas diferença significativas entre as médias. Já a medida da FC após as três séries de CTEs apresentou um comportamento crescente das médias e desvios padrões com diferenças significativas entre 1Gz ( $107.57 \pm 3.75$ ), HipoG ( $124.60 \pm 4.75$ ) e MicroG ( $161.23 \pm 5.12$ ) como mostra a figura 4.

#### **3.3 Percepção Subjetiva de Esforço**

Para todas as medidas pareadas de EB (Figura 5), a intensidade relativa percebida pelos participantes variou de "muito leve" para "pouco difícil" e "extremamente difícil/esforço máximo" de acordo com a Escala de Borg para 1Gz, HipoG e MicroG, com valores médios de 9.45; 13.22 e 19.45, respectivamente (Tabela 1).

#### **3.4 Ativação Muscular**

Em HipoG vs. MicroG, nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada entre os músculos avaliados (Tabela 2). Foi comparada, também, a ativação muscular dos quatro músculos em cada ambiente gravitacional e de forma independente. A análise eletromiográfica mostrou uma significante menor ativação muscular do tríceps braquial comparado com os iliocostais, reto abdominal e peitoral maior, nas condições de HipoG e MicroG (Tabela 2). As maiores ativações musculares foram



apresentadas pelo reto abdominal em HipoG e pelo eretor da espinha em MicroG, sendo este, também, o maior valor entre os dois ambientes.

#### 4 Discussão

Este estudo verificou um declínio da profundidade das CTEs de 1Gz para HipoG e, então, do HipoG para o MicroG. Isso pode estar relacionado à dificuldade para se realizar as compressões à medida que a pessoa vai sendo suspensa e simulando um ambiente gravitacional com reduzido peso corporal. Baseado nos princípios da física clássica, onde o peso é igual ao produto da massa pela aceleração da gravidade ( $P=mg$ ), fica evidente que quanto menor essa aceleração, mais difícil será de manter a profundidade solicitada, já que o indivíduo não pode mais contar com o auxílio do peso da parte superior do seu próprio corpo (CROWELL, 2010). Foi observado que as CTEs em ambiente gravitacional Terrestre (1Gz) mantiveram-se dentro do padrão de 50mm definido pela AHA (2005), o que torna uma boa referência de controle. Em comparação com esse grupo, as CTEs em HipoG simulada não variaram significativamente, mostrando que os voluntários conseguiram desempenhar a RCP de maneira efetiva, mantendo uma adequada profundidade de compressão. Já na simulação de MicroG, elas apresentaram uma diferença de 7,49 mm na média das CTEs quando comparadas com as realizadas em 1Gz, variando significativamente. Entretanto, quando as médias de HipoG e MicroG são comparadas elas não variam significativamente. Uma profundidade de CTE reduzida indica uma menor perfusão sanguínea para o cérebro e coração, o que é deletério para a vítima de uma parada cardiorrespiratória.

Outro fator que deve ser levado em conta, para que houvesse essa alteração de profundidade entre as simulações, é o esforço físico exigido para manter uma RCP adequada. Não só em ambientes simulados por suspensão, como também em voos parabólicos, a fadiga é alcançada em apenas alguns minutos (BILLICA; GOSBEE; KRUPA, 1990). Concordando com essa afirmação estão os resultados obtidos através da EB e da FC que, após o término dos testes, pode ser visto desempenho de um grande esforço para realizar as compressões, alcançando médias de 13.22 em HipoG, e 19.45 em MicroG na escala de Borg. Também, corroborando com esses dados, as médias da FCpós em HipoG e MicroG foram de 124 bpm e 161bpm, respectivamente, mostrando uma alta exigência física (GALLO et al, 1989). Somado a isso, pode-se citar a importância da familiarização e do treino da técnica de ressuscitação empregada, a qual poderia ter sido mais exigida dos participantes e, deste modo tornando a técnica ER mais efetiva (BILLICA; GOSBEE; KRUPA, 1990).

A ativação muscular em HipoG e MicroG não apresentaram diferenças estatísticas, verificando-se uma padronização no envolvimento dos músculos avaliados. Porém, quando comparados individualmente, nota-se uma significativa menor ativação muscular do tríceps braquial comparado com os iliocostais, reto

abdominal e peitoral maior nas condições de HipoG e MicroG. Essa informação nos leva a crer que esses três últimos músculos estão envolvidos tanto na estabilização, quanto na realização do movimento, fazendo com que suas ativações sejam elevadas (McGILL, 1991). Tsou e colaboradores (2007) encontraram resultados semelhantes, demonstrando que os músculos reto abdominal e eretor da espinha funcionavam como fásicos para realizar o movimento ou como tônicos para estabilizar durante a RCP. Já o tríceps braquial funciona apenas como extensor do cotovelo, movendo uma pequena massa, apesar de Dalmarco e colaboradores (2006) terem observado um aumento da flexão do cotovelo para atingir a profundidade ideal de compressão, sugerindo uma ativação maior.

Compreender qual musculatura e como será afetada durante a RCP é importante, pois, mesmo durante uma curta exposição à MicroG, a musculatura pode sofrer uma atrofia significativa das fibras musculares tipos I e IIa (WIDRICK, 1999). LeBlanc e colaboradores (1995) mostraram que dos músculos avaliados, a musculatura intrínseca das costas sofrera a maior hipotrofia (-10.3%) após um voo espacial de oito dias, e mesmo duas semanas após o retorno a Terra o trofismo ainda estava abaixo daquele observado antes do voo. Já Fitts e colaboradores (2010) analisaram a estrutura e a função da fibra muscular após uma exposição prolongada à MicroG (~180 dias). Seus principais achados foram que a ausência de peso leva a uma importante perda de força das fibras musculares sendo as do tipo I do sóleo aquelas que sofreram maior atrofia seguidas pelas do tipo II do sóleo e sucessivamente, pelas dos tipos I e II do gastrocnêmio. Essa atrofia foi documentada em nível celular e subcelular e acredita-se que sua causa é decorrente da redução da síntese de proteínas (FITTS, 2000; STEIN, 1999). O mecanismo molecular do declínio da síntese de proteína é desconhecido, mas em ratos, modelos de descarga de peso, envolveu os processos de transcrição e de translação (FITTS, 2010).

## **5 Conclusão**

Esta pesquisa traz informações importantes no que diz respeito ao treinamento da manobra de ressuscitação ER. Para que ela seja mais bem empregada nos meios de HipoG e MicroG, os socorristas deverão estar bem treinados fisicamente e familiarizados com a técnica proposta. O treinamento físico deve ser elaborado de maneira a melhorar a resistência muscular e a capacidade cardiorrespiratória, pois, caso contrário, a efetividade do socorro poderá ser comprometida. Para isso, como visto, deve-se trabalhar tanto os membros superiores como a região lombar e abdominal, sendo essa última de fundamental importância para a estabilização e produção do movimento de compressão. Durante o estudo, foi também observado que os voluntários utilizavam a força de seus membros inferiores para realizar um contra-apoio no manequim e trazê-lo de encontro aos braços estendidos, a fim de conseguir uma compressão ideal. Além desses fatores, o íntimo contato com a técnica ER, com um maior tempo de treinamento, poderia ser

benéfico para uma manobra mais eficaz. Com uma adaptação melhor à técnica, o voluntário poderia ter um controle maior sobre seu próprio posicionamento e gestual, de modo que o esforço para realizá-la tenderia a ser menor.

## Referências

AMERICAN HEART ASSOCIATION Guidelines for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care, **Circulation**; v.112, p. 18-34, 2005.

BECK G. Emergency airway management in orbit: an evidence-based review of possibilities. **Respir Care Clin N Am**. v. 10, p. 401-21, 2004.

BILLICA R, GOSBEE J, KRUPA D. Evaluation of cardiopulmonary resuscitation techniques in microgravity. **Medical Evaluations on the KC-135: 1990 flight report summary**. v. 91, p. 163-183,1990.

BORG G. Perceived exertion as an indicator of somatic stress. **Scand J Rehabil Med**. v.2, p. 92–98, 1970.

CARDOSO R, FALCÃO F, MARTINELLI L, DALMARCO G, HAAS G, AZEVEDO D, RUSSOMANO T. Desenvolvimento de um Sistema de Suspensão Corporal para a Realização de Massagem Cardíaca em Simulação de Hipo e Microgravidade. **Third UK Space Medicine Conference**, Leicester, Inglaterra, 2006.

CROWELL B. **Newtonian Physics**. California: Light and Matter, v.12, p.124-157, 2010.

DALMARCO G, CALDER A, FALCÃO F, AZAVEDO DFG, SARKAR S, EVETTS S, MONIZ S, RUSSOMANO T. Evaluation of external cardiac massage performance during hypogravity simulation. **Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc**. v.1 :2904-2907. 2006

EVETTS SN, EVETTS LM, RUSSOMANO T, CASTRO JC, ERNSTING J. Basic life support in microgravity: evaluation of a novel method during parabolic flight. **Aviat Space Environ Med**. v.76, p.506-510, 2005.

FITTS RH, RILEY DR, WIDRICK JJ. Physiology of a microgravity environment. Invited Review: microgravity and skeletal muscle. **J Appl Physiol**; v. 89, p. 823–839, 2000.

FITTS RH, TRAPPE SW, COSTILL DL, GALLAGHER PM, CREER AC, COLLOTON PA, PETERS JR, ROMATOWSKI JG, BAIN JL, RILEY DA. Prolonged space flight-induced alterations in the structure and function of human skeletal muscle fibres. **J Physiol** v.588. p. 3567-3592, 2010.

GALLO JR L, MACIEL BC, MARIN NETO JA, MARTINS LEB - Sympathetic and parasympathetic changes in heart rate control during dynamic exercise induced by endurance training in man. **Brazilian J Med Biol Res**. v.22, p. 631-643, 1989.

HANFORD AJ. Exploration life support baseline values and assumptions document. JSC. **NASA-CR-2006-213693**, Johnson Space Center, Houston, Texas, 2006.

JAY GD, LEE PHU, GOLDSMITH H, BATTAT J, MAURER J, SUNER S. CPR effectiveness in microgravity: comparison of three positions and a mechanical device. **Aviat Space Environ Med.** v.74, p. 1183–1189, 2003.

JOHNSTON SL, CAMPBELL MR, BILLICA RD, GILMORE SM. Cardiopulmonary resuscitation in microgravity: efficacy in the swine during parabolic flight. **Aviat Space Environ Med.** v.75, p. 546-550, 2004.

LeBLANC A, ROWE R, SCHNEIDER V, EVANS H, HEDRICK T. Regional muscle loss after short duration spaceflight. **Aviat Space Environ Med.** v. 66, p. 1151–1154, 1995.

McGILL SM Electromyographic activity of the abdominal and low back musculature during the generation of isometric and dynamic axial trunk torque: Implications for lumbar mechanics. **J Orthop Res.** v. 9, p. 91-103, 1991.

MERLETTI R, HERMENS H. Introduction to the special issue on the SENIAM european concerted action. **J Electromyogr Kinesiol.** v. 10, p. 283-286, 2000.

MERLETTI R. Surface electromyography: The SENIAM project. **Europa Medicophysica.** v. 36, p. 167-169, 2000.

REHNBERG L, RUSSOMANO T, FALCÃO F, CAMPOS F, EVETTS SN. Evaluation of a novel basic life support method in simulated microgravity. **Aviat Space Environ Med.** v. 82, p. 104-110, 2011.

SIDES MB, VERNIKOS J, CONVERTINO VA, STEPANEK J, TRIPP LD, DRAEGER, HARGENS AR, KOURTIDOU-PAPADELI C, PAVY-LE TRAON A, RUSSOMANO T, WONG JY, BUCCELLO RR, LEE PH, NANGALIA V, SAARY MJ. The Bellagio report: cardiovascular risks of spaceflight: implications for the future of space travel. **Aviat Space Environ Med.** v. 76, p. 877–895, 2005.

STEIN TP, LESKIW MJ, SCHLUTER MD, DONALDSON MR, LARINA I. Protein kinetics during and after long-duration spaceflight on MIR. **Am J Physiol Endocrinol Metab.** v. 276, p. 1014–1021, 1999.

TSOU J, CHI C, HSU RM, SU F. Electromyography activity of selected trunk muscles in rescuers during cardiopulmonary resuscitation, **International Society of Biomechanics Congress**, 1st-5th July, Taipei, Taiwan. 2007.

WHITE, R.J., AVERNER, M. Humans in space. **Nature.** v.409, p. 1115-1118, 2001.

WIDRICK JJ, KNUTH ST, NORENBERG KM, ROMATOWSKI JG, BAIN JLW, RILEY DA, KARHANEK M, TRAPPE SW, TRAPPE TA, COSTILL DL, FITTS RH. Effect of a 17 day spaceflight on contractile properties of human soleus muscle fibres. **J Physiol.** v. 516, p. 915–930, 1999.

**Tabela 1.** Média ( $\pm$  DP) para as variáveis relativas ao esforço físico durante a realização da RCP em Terra (controle, 1Gz) e em simulações de hipogravidade (HipoG) e de microgravidade (MicroG) (n=20).

Condição	FCpré (bpm)	FCpós (bpm)	Escala de Borg	Profundidade de compressão (mm)
1Gz	82.40 $\pm$ 2.53	107.57 $\pm$ 3.75	9.45 $\pm$ 0.54	51.81 $\pm$ 2.78
HipoG	84.00 $\pm$ 3.34	124.60 $\pm$ 4.75*	13.22 $\pm$ 0.91*	46.97 $\pm$ 3.22
MicroG	84.35 $\pm$ 2.69	161.23 $\pm$ 5.12†‡	19.45 $\pm$ 1.54†‡	44.32 $\pm$ 4.65†

\*1Gz-HipoG p<0.05

†1Gz-MicroG p<0.05

‡HipoG-MicroG p<0.05

**Tabela 2.** Média ( $\pm$  DP) para todas as atividades musculares (mV) avaliadas por sEMG em simulações de hipogravidade (HipoG) e de microgravidade (MicroG) (n=20).

Condição	Tríceps braquial	Eretores espinhais	Reto abdominal	Peitoral maior
HipoG	3279.52 $\pm$ 444.64	4147.89 $\pm$ 789.51*	4493.19 $\pm$ 953.86*	4333.33 $\pm$ 532.49*
MicroG	3445.83 $\pm$ 233.94	4552.78 $\pm$ 727.13†	4421.01 $\pm$ 825.59†	4389.47 $\pm$ 437.14†

\*p<0,05 quando comparado com o M. tríceps braquial em HipoG

†p<0,05 quando comparado com o M. tríceps braquial em MicroG

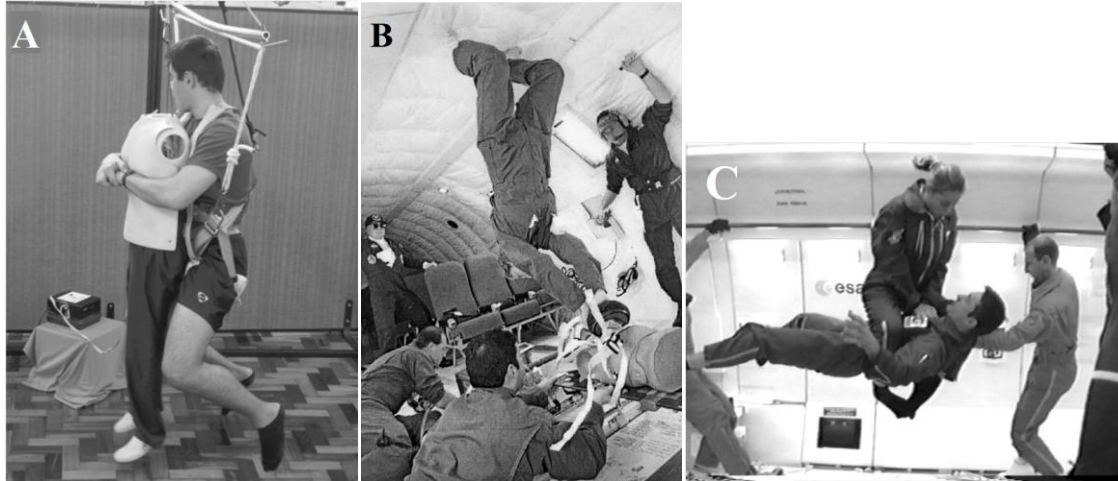


Figura 1: Três técnicas de ressuscitação cardiopulmonar em ambiente de microgravidade.

A - *Reverse bear hug*/ Manobra de Heimlich modificada.

B - *Handstand*

C - *Evetts-Russomano*



Figura 2: Foto de um voluntário realizando a manobra de ressuscitação cardiopulmonar Evetts-Russomano em um ambiente de microgravidade (MicroG) simulado.

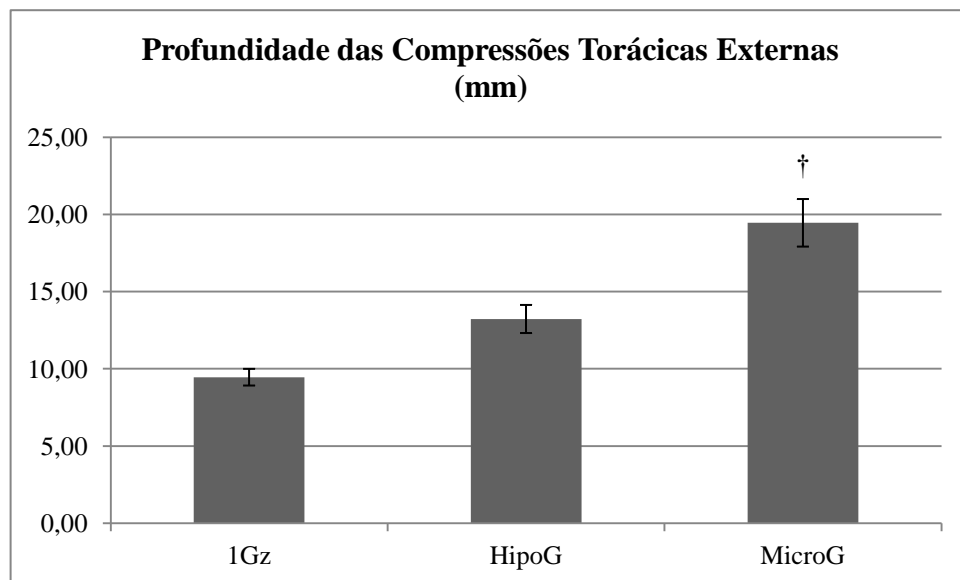


Figura 3: Média ( $\pm$  DP) da profundidade de compressão torácica em milímetros (mm) em Terra (controle, 1Gz), e em simulações de hipogravidade (HipoG) e de microgravidade (MicroG).

†1Gz-MicroG  $p < 0.05$

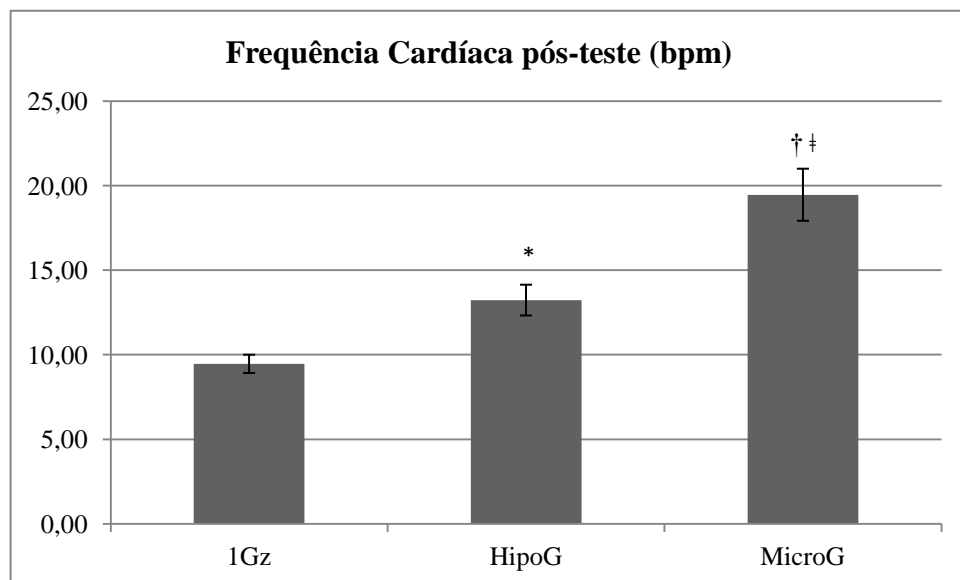


Figura 4: Média ( $\pm$  DP) da frequência cardíaca (bpm) pós-teste em Terra (controle, 1Gz), e em simulações de hipogravidade (HipoG) e de microgravidade (MicroG).

\*1Gz-HipoG  $p < 0.05$

†1Gz-MicroG  $p < 0.05$

‡HipoG-MicroG  $p < 0.05$

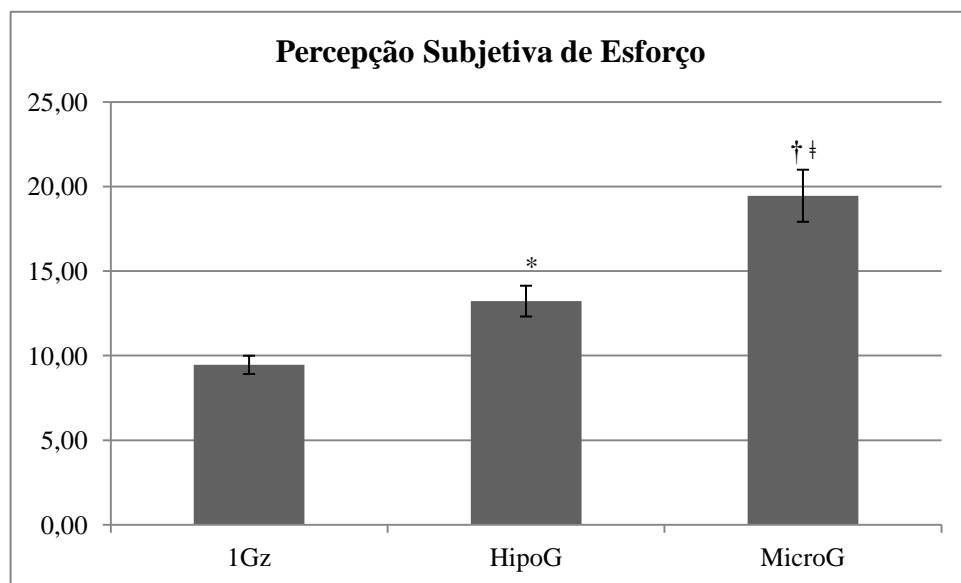


Figura 5: Média ( $\pm$  DP) do esforço percebido através da Escala de Borg na Terra (controle, 1Gz), e nas simulações de hipogravidade (HipoG) e de microgravidade (MicroG).

\*1Gz-HipoG  $p < 0.05$

†1Gz-MicroG  $p < 0.05$

‡HipoG-MicroG  $p < 0.05$