

*“Equipamento de Hipotermia  
para ser Utilizado em Tratamento  
Muscular com Lesões na Fase Aguda”*

*MÁRIO BRANDÃO CARNEIRO*

MÁRIO BRANDÃO CARNEIRO

EQUIPAMENTO DE HIPOTERMIA PARA SER UTILIZADO EM TRATAMENTO  
MUSCULAR COM LESÕES NA FASE AGUDA.

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, para a obtenção do título de Mestrado em Engenharia Mecânica na área de Projeto.

Orientado por: Prof. Dr. Luiz Roberto Carrocci

Guaratinguetá

2010

C289e Carneiro, Mário Brandão  
Equipamento de hipotermia para ser utilizado em tratamento muscular com lesões na fase aguda / Mário Brandão Carneiro – Guaratinguetá : [s.n], 2010  
66 f. : il.  
Bibliografia: f. 60-66  
  
Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2010.  
Orientador: Prof. Dr. Luiz Roberto Carrocci  
  
1. Termoterapia 2. Aparelhos e materiais eletrônicos - resfriamento  
I. Título

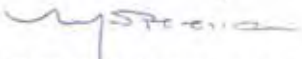
CDU 615.832

MARIO BRANDÃO CARNEIRO


ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE  
"MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA"

PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA  
ÁREA: TRANSMISSÃO E CONVERSÃO DE ENERGIA

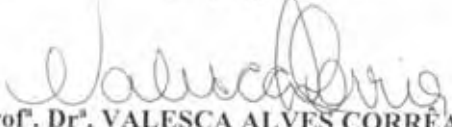
APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO

  
Prof. Dr. Marcelo dos Santos Pereira  
Coordenador

BANCA EXAMINADORA:

  
Prof. Dr. LUIZ ROBERTO CARROCCI  
Orientador / Unesp-Feg

  
Prof. Dr. JOÃO ANDRADE DE CARVALHO JUNIOR  
Unesp-Feg

  
Prof. Dr. VALESKA ALVES CORRÊA  
UNITAU

Agosto de 2010

**DADOS CURRICULARES**  
**MÁRIO BRANDÃO CARNEIRO**

NASCIMENTO 15.04.1979 – BELO HORIZONTE /MG

FILIAÇÃO Renato Araújo Carneiro  
Daphne Brandão

2000/2005 Curso de Graduação em Bacharel em Fisioterapia,  
Universidade Severino Sombra do Campus de Vassouras – RJ.

2008/2010 Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de  
Mestrado,  
Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá,  
Universidade Estadual Paulista.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço a minha mãe pelo incentivo e por acreditar neste desafio.

Aos meus irmãos Semiramis e Renato pelo apoio e paciência.

A minha namorada, Mariana pelo carinho e por estar sempre me apoiando.

Ao meu orientador Prof. Dr. Luiz Roberto Carrocci pela orientação.

Aos colegas pela força e por acreditarem na realização deste trabalho.

Aos professores pela ajuda, incentivo e compreensão.

Enfim, a todos que de alguma forma contribuíram.

Este trabalho contou com apoio da seguinte entidade

-CAPES – Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior

**CARNEIRO, M. B. Equipamento de Hipotermia para ser Utilizado em Tratamento Muscular com Lesões na Fase Aguda.** 2010. 66 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2010.

## **RESUMO**

A idéia da realização deste trabalho e do desenvolvimento do equipamento por ele apresentado surgiu a partir da necessidade de se obter um dispositivo que substituísse a utilização do gelo no tratamento de lesões musculoesqueléticas.

Esta terapia, muito utilizada desde tempos passados, vem do conceito da crioterapia, que nada mais é do que o uso do frio para diminuição da temperatura dos tecidos corporais e, conseqüentemente, o tratamento de lesões agudas.

A crioterapia tem a função de reduzir a dor e o espasmo muscular e de proporcionar a vasoconstrição, evitando a contaminação dos tecidos ao seu redor. Seu objetivo principal é retirar calor corporal através do resfriamento da região lesionada de modo a influenciar na reação inflamatória aguda. A remoção do calor corporal se dá através da transferência de calor entre o equipamento e o corpo humano, ou seja, pelo o fator de condutividade térmica de cada superfície.

Para obtenção de um equipamento que pudesse gerar baixa temperatura, foi abordado o estudo de dispositivos termoeletricos, sobretudo das células Peltier, que são capazes de gerar tanto baixa quanto alta temperatura. Isto se dá através da junção de dois condutores de materiais diferentes alimentados por uma tensão elétrica em circuito fechado.

Baseado na necessidade de praticidade, este trabalho apresenta o estudo da crioterapia, de dispositivos termoeletricos, sob o conceito de troca de calor, propondo um equipamento de fácil manejo e serão apresentados os resultados dos testes realizados como o equipamento, suas características e vantagens.



**PALAVRAS-CHAVE:** Crioterapia, Dispositivos termoelétricos, Equipamento de hipotermia e resfriamento.

CARNEIRO, M. B. Hypothermy **Equipment for application in muscle injuries acute phase treatment**. 2010. 66 f. Dissertation (Master in Mechanical Engineering) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2010.

## ABSTRACT

The idea of this work carrying out and the equipment development introduced by it arose from the need to obtain a device that replaces the application of ice to treat Musculoskeletal injuries.

This therapy, widely used since ancient times, comes from the concept of cryotherapy, which is nothing more than the use of cold to decrease the temperature of body tissues and, consequently, the treatment of acute injuries.

Cryotherapy has the function to reduce the pain and muscle spasm and provide vasoconstriction, preventing contamination of surrounding tissues. Its main objective is to remove body heat by cooling of the injured area in order to influence the acute inflammatory reaction. The removal of body heat is through heat transfer between the equipment and the human body, ie, by the factor of thermal conductivity of each surface.

To achieve a device that could generate low temperature, was approached the thermoelectric devices study, especially from the Peltier cells, which are able to generate both low as high temperature. This occurs through the junction between two conductors of different materials supplied by a voltage in a closed circuit.

Based on the need of convenience, this work presents a cryotherapy study, from thermoelectric devices, under concept of heat exchange, proposing a device easy to handle and will present the results of testing the equipment, its characteristics and advantages.

**KEYWORDS:** Cryotherapy, thermoelectric devices, Hypothermy equipment and cooling.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Equipamento termoelétrico.....	21
Figura 2: Osteomielite aguda do escafóide. ....	24
Figura 3: Radiografia em ântero-posterior do punho esquerdo .....	24
Figura 4: Ressonância magnética do punho esquerdo.....	24
Figura 5: Reformatação 3D de tomografia computadorizada. ....	25
Figura 6: Sistema muscular esquelético .....	26
Figura 7: Transferência de calor por condução .....	28
Figura 8: Transferência de calor via pastilha Peltier .....	30
Figura 9: Pastilha Peltier. ....	32
Figura 10: Esquema de ligação no protoboard para realização de testes. ....	33
Figura 11: Multímetros e termômetro digital. ....	33
Figura 12: Célula Peltier coberta com pasta térmica.....	34
Figura 13: Placa de contato. ....	34
Figura 14: Mine Ventilador 5v (Cooler). ....	35
Figura 15: Dissipador de temperatura. ....	35
Figura 16: Pasças sobrepostas . ....	35
Figura 17: Esquema de ligação dos dispositivos.....	36
Figura 18: Suporte de pilhas AA e Pilhas AA 1,5V.....	36
Figura 19: Equipamento montado .....	37
Figura 20: Aplicação de gelo em punho.....	39
Figura 21: Aplicação do equipamento em punho.....	40
Figura 22: Recipiente com parafina e gel clínico.....	43

Figura 23: Recipiente com aplicação de gelo.....	43
Figura 24: Recipiente com aplicação do equipamento.....	43
Figura 25: Ensaio de temperatura no sangue.....	45
Figura 26: Ensaio de temperatura no músculo. ....	45
Figura 27: Temperatura na saída do cooler. ....	46
Figura 28: Temperatura na saída do dissipador.....	46
Figura 29: Esquema de montagem do teste.....	48
Figura 30: Medição de temperatura do corpo de prova (amostra A). ....	48
Figura 31: Medição de temperatura do corpo de prova (amostra B).....	48
Figura 32: Medição de temperatura do corpo de prova (amostra C).....	49
Figura 33: Temperatura no Corpo de Prova (Carne).....	50
Figura 34: Esquema de montagem do teste.....	52
Figura 35: Medição de temperatura do corpo de prova inicial.....	53
Figura 36: Medição de temperatura com aplicação do gelo.....	53
Figura 37: Medição de temperatura com aplicação do equipamento.....	53
Figura 38: Temperatura no Corpo de Prova (Carne).....	54

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Resultados do ensaio.....	44
Tabela 2: Temperatura na saída do cooler e do dissipador.....	44
Tabela 3: Resultados do ensaio.....	49
Tabela 4: Resultados do ensaio.....	54
Tabela 5: Resultados dos ensaios.....	56

## GLOSSÁRIO

Actina = Proteína relacionada com o movimento celular esta presente em grande quantidade nos músculos.

Amebóides = um grupo de organismos.

Espinotalamico = é uma via sensorial que se origina na medula espinhal.

Fibras C = Vias neuronais ascendentes para a dor não Mielinizadas.

Fibras A = Vias neuronais ascendentes para a dor pouco Mielinizadas.

Fagócitos = são leucócitos do sangue que protegem o corpo através da ingestão (fagocitose) de partículas estranhas, bactérias e células mortas ou células a morrer.

Fagocitose = É o englobamento e digestão de partículas sólidas e microorganismos por fagócitos ou células amebóides.

Fibras simpáticas = Fibras nervosas, motoras e sensitivas.

Hialoplasma = Porção aquosa e transparente que compõe o citoplasma que serve para o transporte e como sede das reações químicas da célula.

Hipotálamo = É uma região do encéfalo tem como função regular determinados processos metabólicos e outras atividades autônomas.

Homeostase = É a propriedade de um sistema aberto em regular o seu ambiente interno.

Leucócitos = São células brancas do organismo, tendo a função é a defesa do organismo.

Linfócitos = É tipo de célula branca presente no sangue fabricados pela medula óssea.

Espinotalâmico lateral = Transmite as sensações de dor e temperatura.

Mielina (Mielinizadas) = Rodeia algumas fibras nervosas, fazendo com que tenham uma condução de impulsos nervosos mais rápida (condução saltatória).

Miofibrilas = São organelos cilíndricos dispostos em feixes longitudinais que preenchem o citoplasma das células musculares, são responsáveis pela sua contratibilidade.

Miosina = Proteína relacionada com o movimento celular; esta presente em grande quantidade nos músculos.

Mitocôndria = Um dos organelos celulares mais importantes, sendo extremamente importante para respiração celular.

Monócitos = Um subgrupo dos glóbulos brancos.

Neutrófilos = São células que fazem parte do sistema imunitário do corpo humano.

Pressão Oncótica = É a pressão gerada pelas proteínas no plasma sanguíneo.

Pressão Osmótica = É a pressão que deve ser aplicada à solução para impedir a

passagem do solvente através da membrana semipermeável.

Proteínas Plasmáticas = As proteínas desempenham papéis importantes no nosso organismo, tais como o transporte de oxigênio pelas artérias.

retículo sarcoplasmático = É especializado no armazenamento de íons cálcio, e quando libera esse cálcio para o citoplasma dá-se a contração muscular (deslizamento da actina sobre a miosina).

Sistema nervoso simpáticas = Faz parte do sistema nervoso autônomo, transmitir sensações como calor, frio ou dor.

Sarcolemas = É o nome que se dá à membrana plasmática das células do tecido muscular.

Sítios = Termo usado para estruturas orgânicas que abrigam alguma estrutura.



## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>17</b>
1.1 Crioterapia .....	18
1.2 Processo Inflamatório .....	21
1.3 Musculatura Esquelética.....	25
1.4 Termologia .....	27
<b>2 EQUIPAMENTO .....</b>	<b>29</b>
2.1 Efeito Peltier .....	29
2.2 Aplicação Das Pastilhas Peltier .....	30
2.3 Dispositivos Termoelétricos .....	31
2.4 Classificação Dos Materiais Utilizados Nas Pastilhas .....	31
2.5 Idealização do Equipamento.....	32
2.6 Lista de componentes .....	37
2.7 Vantagens .....	37
<b>3 APLICAÇÃO DO EQUIPAMENTO .....</b>	<b>39</b>
3.1 Contra-indicações .....	40
<b>4 ENSAIOS PRÁTICOS E RESULTADOS .....</b>	<b>41</b>
4.1 Teste I – Simulação Utilizando Gel Clínico E Parafina .....	41
4.1.1 Materiais Utilizados .....	42
4.1.2 Procedimento .....	42
4.1.3 Resultados do ensaio .....	44
4.2 Teste II – Simulação Utilizando Carne De Porco hidratada.....	46
4.2.1 Materiais Utilizados .....	47
4.2.2 Procedimento .....	47
4.2.3 Resultados.....	49
4.3 Teste III – Simulação Utilizando Carne De Porco Com Circulação Aquecida.....	50
4.3.1 Materiais Utilizados .....	51
4.3.2 Procedimento .....	51
4.3.3 Resultados.....	54
<b>5 CONCLUSÃO .....</b>	<b>58</b>

<b>6 COMENTARIOS E DISCUSSÕES .....</b>	<b>55</b>
6.1. Comparativo dos testes .....	56
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>60</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Knigh (2000), define crioterapia como "terapia com frio" É aplicação terapêutica de qualquer substância ao corpo que resulte em remoção do calor corporal, diminuindo assim, a temperatura dos tecidos.

Segundo Sandoval et. al. (2000), as primeiras utilizações de frio com neve e gelo natural foram feitas pelos antigos gregos e romanos para tratar uma variedade de problemas médicos. Muitos livros antigos foram escritos sobre a crioterapia no início do século XIX e, em 1835, a aplicação de compressas geladas em ferimentos inflamados era bastante popular.

Segundo Knigh (2000), hoje a crioterapia é utilizada por vários profissionais da área da saúde na prevenção e reabilitação de várias patologias.

Analisando o conceito de crioterapia, verifica-se a possibilidade do uso de dispositivos capazes de reduzir a temperatura que, segundo Oliveira et. al. (2007), são aplicadas ao corpo através de métodos como: spray, bolsa de gelo, compressas, criomassagens, crioalongamento, criocinética, aparelhos de frio e imersão.

O efeito Peltier foi observado em 1834 por Jean Charles Athanase Peltier, 13 anos após o físico Thomas Johann Seebeck ter descoberto o efeito Seebeck. Os dispositivos termoelétricos são baseados no efeito Peltier que é a produção de um gradiente de temperatura em duas junções de dois condutores (ou semicondutores) de materiais diferentes quando submetidos a uma tensão elétrica em um circuito fechado (conseqüentemente, percorrido por uma corrente elétrica).

Utilizando estes conceitos, foi elaborado um projeto que constitui em um equipamento termoelétrico cuja função é substituir o uso do gelo no tratamento de lesões na fase aguda, fazendo o resfriamento da região e evitando o surgimento de edemas e hemorragias.

## 1.1 Crioterapia

É definida como a aplicação terapêutica de qualquer substância ao corpo que resulte em remoção do calor corporal, diminuindo, assim a temperatura dos tecidos. É utilizada por vários profissionais da área da saúde na prevenção e reabilitação de diversas patologias.

O efeito do resfriamento em tecido vivo com fins terapêuticos tem sido empregado em várias afecções. produz anestesia, analgesia, diminui espasmo muscular, incrementa o relaxamento, permite mobilização precoce, incrementa o limite de movimentos, quebra do ciclo dor-espasmo-dor, diminui o metabolismo.

Para Olson e Stravino (1972), a Crioterapia é uma modalidade terapêutica freqüentemente utilizada no tratamento de lesões musculoesqueléticas agudas. Complementando, Prentice (2002), relata que a crioterapia é mais eficiente no processo de cura desta fase, imediatamente após a lesão, causando uma diminuição de temperatura do tecido.

Crisko et. al. (1994), mencionam que o tecido muscular esquelético é o mais afetado em traumas moderados e graves e a maior incidência de lesões musculares em seres humanos é decorrente, principalmente, de contusões produzidas por desequilíbrio fisiológico ou mecânico, por trauma direto ou indireto, por uso excessivo de um determinado gesto motor, ou até por gestual motor realizado de forma incorreta. Este mecanismo é caracterizado por uma série de fatores, que são citados por Huard et.al. (2002), e Schaser et. al. (2007), como: desorganização das miofibrilas, ruptura de mitocôndria e retículo sarcoplasmático, interrupção da continuidade do sarcolema, autodigestão e necrose celular, além da disfunção microvascular progressiva e inflamação local, resultando em edema.

Segundo Carvalho (2008), o edema é um acúmulo de líquido no espaço intersticial ou, numa lesão, alterações e destruições estruturais nos tecidos.

A ação da crioterapia, conforme Schaser et. al. (2007), sobre as lesões musculares demonstra que a diminuição de temperatura tecidual leva a uma consequente diminuição da demanda de oxigênio celular, evitando a isquemia tecidual

durante a redução da perfusão capilar e minimizando a lesão secundária.

Segundo Sandoval et. at. (2000), a Crioterapia quando aplicada no corpo humano desencadeia inúmeras respostas fisiológicas que variam de acordo com a situação em que está sendo utilizada. A aplicação de baixas temperaturas logo após o aparecimento da lesão tem a função de contrair os vasos sanguíneos na região para evitar o acúmulo de líquidos no local, porém após um período de tempo de aplicação. O que ocorre é um relaxamento muscular na região e o aumento do fluxo de líquidos no local, provendo assim suprimentos para a recuperação da lesão. Além de permitir a mobilização precoce, aumentar a amplitude de movimento, reduzir a inflamação e a circulação, quebrando o ciclo dor-espasmo-dor.

Para Lianza (1995), o efeito fisiológico do frio é produzido reflexamente via fibras simpáticas e é identificado pela redução da atividade fuso muscular, junção neuromuscular e nervos periféricos. Dessa maneira, a aplicação do gelo reduz a atividade do fuso muscular por elevar seu limiar de disparo, diminuindo a estimulação aferente. O estímulo aferente manda informação de sensação sobre o tecido como estímulos de temperatura e dor, com o uso do frio reduz estes estímulos.

Low e Reed (2001), relatam que a dor pode ser aliviada pelo efeito do frio, pois irá reduzir o edema e diminuir a liberação de irritantes que induzem a dor, além de conduzir os receptores e os neurônios da dor, reduzindo a velocidade e o número dos impulsos que ocorre apenas na pele.

Ainda segundo Low e Reed (2001), as fibras C não mielinizadas são afetadas pela atuação do frio e pelos estímulos decorrentes da lesão, mesmo sob temperaturas bem baixas. As fibras A delta pouco mielinizadas, que conduzem os estímulos nervosos mais rapidamente ao sistema nervoso, são bem delineadas, mais suscetíveis a baixa temperatura; contudo, a informação de temperatura chega mais rápido ao sistema nervoso e inibe a sensação decorrente da lesão emitida pelas fibras C.

Segundo Goud III (1993), a sensação da temperatura é transmitida pelas terminações nervosas encapsuladas pela pele para a medula espinhal, principalmente pelas fibras nervosas não mielinizadas para os receptores do frio. Esta transmissão é realizada pelo trato espinotalâmico lateral até os centros superiores. Existem duas partes do hipotálamo que estão envolvidas com a termorregulação: o hipotálamo

anterior - onde inicia a sudorese a vasodilatação cutânea - quando a temperatura está elevada. A diminuição da temperatura corporal leva a um estímulo no hipotálamo, que inicia a vasoconstrição periférica, produzindo calafrios e o aumento das atividades viscerais. Hipotalâmica posterior está relacionada com o controle de respostas simpáticas, é sensível à queda de temperatura e controla os mecanismos de conservação e aumento na produção de calor.

Aplicações frias conforme Prentice (2002), podem também aumentar o controle voluntário em condições espasmódicas e em, condições traumáticas agudas, podem diminuir os espasmos dolorosos que resultam da irritabilidade local dos músculos.

Segundo Knight (2000), é necessário verificar a intensidade do resfriamento, pois se ele for muito intenso,  $-20^{\circ}\text{C}$  a  $-70^{\circ}\text{C}$ , o tecido é destruído como na Criocirurgia. Durante as aplicações o tecido é resfriado em uma temperatura superficial de  $1^{\circ}\text{C}$  a  $10^{\circ}\text{C}$ . Starkey (2001), relata que para obter os benefícios terapêuticos, a temperatura da pele deve cair para aproximadamente  $16^{\circ}\text{C}$  para que ocorra a redução ideal do fluxo sanguíneo local, e para cerca de  $17^{\circ}\text{C}$  para que ocorra a analgesia.

Segundo Placzek e Boyce (2004), pouco tecido subcutâneo mostraram resfriamento mais significativo. Já a temperatura muscular a uma profundidade a 2 cm é diminuída em  $5^{\circ}\text{C}$  e, a uma profundidade de 4 cm, em  $4^{\circ}\text{C}$ .

Hoje, a utilização da crioterapia nos atendimentos em clínicas e hospitais tem sido de forma convencional, ou seja, com o uso do gelo também pode ser gerada por diferentes fontes como o nitrogênio, laser, entre outros. Porém, com o uso da tecnologia e com a ampliação das informações sobre a utilização da Crioterapia através do uso termoelétrico, pode-se obter uma resposta positiva nos tratamentos de lesões agudas através da utilização de equipamentos como observado na Figura 1.

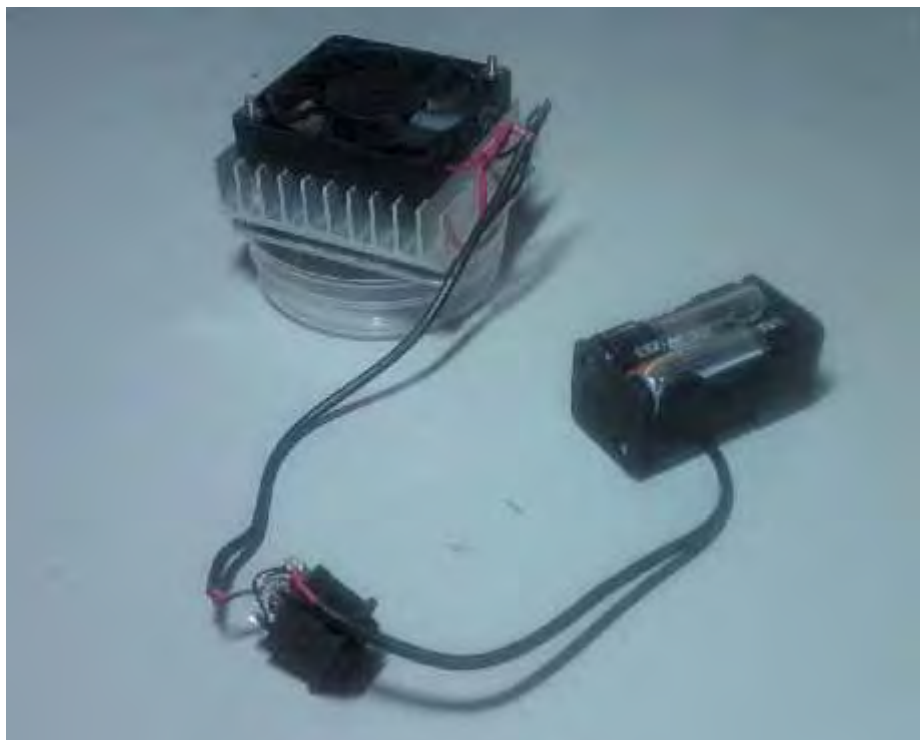


Figura 1: Equipamento termoeletrico.

## 1.2 Processo inflamatorio

O processo inflamatorio funciona como uma forma de defesa e manutencao do corpo humano. Segundo Jancar et. at. (2001), quando um tecido perde sua integridade por uma agressao inicia-se um processo com o objetivo de restaura-la; esta resposta do organismo e conhecida como inflamacao. O processo de inflamacao e uma forma de manutencao do organismo resultando no acumulo e na ativacao de leucocitos, objetivando a eliminacao dos agentes agressores e de tecidos lesados. Este processo e essencial para a restauracao da integridade dos tecidos, pois e necessaria a resposta inflamatoria para iniciar o estabelecimento da imunidade especifica e a cicatrizacao da area lesionada. Conforme Cotran (2000), quando ocorre um trauma, a inflamacao aguda e estabelecida, gerando um aumento da permeabilidade vascular com o extravasamento de liquido rico em proteina para o intersticio. A perda da proteina do plasma eleva a pressao oncotica do liquido intersticial.

Robbins et. al.(1991), definem inflamacao como uma reacao que ocorre no

tecido conjuntivo vascularizado, envolvendo o plasma, as células circulantes, os vasos sanguíneos e os componentes extravasculares do tecido conjuntivo.

Conforme Merrick (2002), durante a resposta inflamatória aguda, a perturbação dos capilares e a congestão devido a um edema diminuem a oxigenação de células saudáveis próximo ao tecido danificado, ou seja, a hipóxia leva à morte celular.

Para Paul (1993), a resposta inflamatória é dividida em respostas agudas e crônicas. As agudas caracterizam-se por iniciar rapidamente, ter curta duração e ser relativamente uniformes. Segundo Liston (1984), imediatamente após a lesão há uma breve constrição das arteríolas locais, seguida de uma dilatação dos vasos sanguíneos na área afetada. O fluxo sanguíneo no local lesado reduz e a quantidade de sangue aumenta causando acúmulo de fluido, proteínas plasmáticas e leucócitos e, principalmente, neutrófilos. Segundo Robbins et. al. (1991), com os vasos sanguíneos dilatados, a permeabilidade aumenta e permite que as proteínas plasmáticas e os leucócitos, predominantemente neutrófilos, emigrem da circulação e se acumulem no foco de agressão. Conforme Movat et. al. (1988), essa migração e eventualmente fagocitose e destruição dos indutores da inflamação, acaba por resultar em resolução da inflamação, reparo tecidual e recuperação da homeostase. E conforme Paul (1993), este tipo de inflamação é caracterizada através de calor, rubor (vermelhidão), tumor (edema), dor e perda de função, que estão diretamente relacionados às mudanças vasculares locais.

Ainda para Paul (1993), as respostas crônicas já são de duração mais longa e incluem afluência de linfócitos e monócitos, que nos tecidos se diferenciam em macrófagos e crescimento de fibroblastos para regeneração tecidual.

Segundo Hill et. al. (2003), as células musculares lesionadas não são substituídas por células novas. No sistema musculoesquelético são obtidos núcleos satélites adicionais, que se multiplicam e, dessa forma, se fundem com as fibras danificadas. Segundo Järvinen et. al. (2005), essas células diferenciadas auxiliam na capacidade regenerativa do músculo esquelético por meio de mecanismos intrínsecos, restabelecendo a função contrátil. O corpo é formado por células dos mais variados tipos, e cada uma delas; conforme se desenvolve, vai assumindo características próprias e desempenhando determinadas funções, própria de cada uma



respectivamente, apresentando a mesma fisiologia.

Ainda segundo Järvinen et. at. (2005), as células musculares lesionadas se classificam em três categorias: Leve – grau I: Apresenta poucas fibras lesadas, com pequeno edema e desconforto, além de mínima perda de força e movimento; Moderada – grau II: Apresenta um número maior de fibras lesadas com perda de força, edema e desconforto mais intenso; Grave – grau III: Apresenta extensa lesão muscular, resultando em perda total da função do músculo.

Para as células caracterizadas com uma lesão aguda, deve-se verificar o agente causador. Para diagnosticar uma patologia, a realização de exames para complementar a anamnese feito por um profissional da saúde pode confirmar a patologia, e desta forma iniciar o tratamento.

Os procedimentos para avaliação de um patologia caracterizada de lesão aguda em punho devem ser feitos com a avaliação comparativa da região, (conforme observado na Figura 2, coleta de sangue para análise laboratorial), e o pedido de exames complementares. Conforme Morais (2008), devem ser realizados os seguintes exames complementares: Radiografia em ântero-posterior do punho esquerdo indicando a integridade óssea, conforme observado na Figura 3, Ressonância magnética sendo corte coronal (A) e corte axial (B), mostrando a área muscular não visualizada no exame anterior, observado na Figura 4 e Tomografia computadorizada com visto dorsal do punho, onde 1 Extensor longo do polegar, 2 Extensor curto do polegar, 3 Abdutor longo do polegar, 4 Extensor radial longo do carpo, 5 Extensor radial curto do carpo, 6 Extensor do indicador, 7 Extensor dos dedos, 8 Extensor do dedo mínimo, 9 Extensor ulnal do carpo, exame com grande nitidez sendo possível a avaliação de tendões e seu estado, observado na Figura 5.



Figura 2: Osteomielite aguda do escafóide (MORAES, 2008).



Figura 3: Radiografia em ântero-posterior do punho esquerdo (MORAES, 2008).

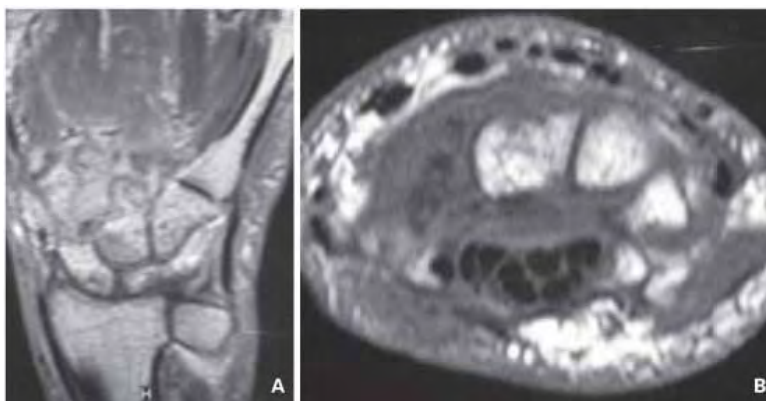


Figura 4: Ressonância magnética do punho esquerdo (MORAES, 2008).



Figura 5: Reformatação 3D de tomografia computadorizada (MORAES, 2008).

### 1.3 Musculatura esquelética

Segundo Massada (2008), médico especialista em medicina desportiva e ortopedia, as lesões musculares representam uma das patologias que com maior frequência incapacitam desportistas, chegando a atingir, em algumas modalidades atléticas, mais de metade do valor percentual do número total das lesões nelas verificadas.

Ainda segundo Massada (2008), isso é comprovado em uma pesquisa com atletas lesionados, constatou que dos 32 atletas pesquisados, 22 apresentaram problemas com lesões durante a temporada pesquisada, o que corresponde a 68,75 %. Ainda nessa pesquisa, observa-se que 75% dos atletas realizam a crioterapia preventiva pós-jogo.

As lesões também acontecem em grande parte da população que procura tratamentos em clínicas e hospitais e são orientadas a seguirem ao tratamento de crioterapia.

Conforme Guyton (2001), a musculatura esquelética forma a maior parte do corpo. Essa musculatura recobre o esqueleto, presa aos ossos, ficando responsável pelo movimento do corpo devido sua propriedade de contração e distensão das células, determinando os movimentos dos membros e das vísceras.

Segundo Carneiro (2008), a fibra muscular é uma célula longa, em formato cilíndrico ou prismático, conforme Figura 6, tendo um aspecto de filamento fusiforme. No citoplasma da fibra muscular esquelética há muitas miofibrilas contráteis, constituídas por filamentos compostos por proteínas de actina e de miosina, principalmente. Essa estrutura existe somente nas fibras que constituem os músculos esqueléticos. A contração do músculo esquelético ocorre pelo deslizamento dos filamentos de actina sobre os de miosina. Nas pontas dos filamentos de miosina existem pequenas projeções, capazes de formar ligações. Os filamentos de actina, quando o músculo é estimulado voluntariamente. Os filamentos de miosina puxam os filamentos de actina, forçam a sobrepor os filamentos de miosina. Isso leva ao encurtamento das miofibrilas e à contração muscular.

Para Mcardle et. at. (2003), o estímulo para a contração muscular geralmente feito por um impulso nervoso, que chega à fibra muscular através dos nervos, propaga-se pela membrana das fibras musculares (sarcolema) e atinge o retículo sarcoplasmático, liberando o cálcio armazenado no hialoplasma. Ao entrar em contato com as miofibrilas, o cálcio desbloqueia a ligação da actina e permite a ligação com a miosina, ocorrendo a contração muscular. Assim que cessa o estímulo, o cálcio é rebombeado para o retículo sarcoplasmático, parando a contração.

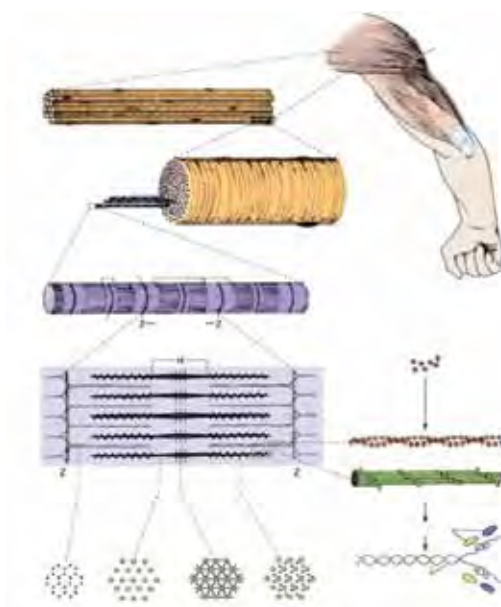


Figura 6: Sistema muscular esquelético (TEIXEIRA, 2009).

## 1.4 Termologia

De acordo com a Nova (1996), calor é uma forma de energia (energia térmica) resultante da movimentação de átomos e moléculas entre dois corpos, decorrente da diferença de temperatura entre eles. Quanto maior o grau de agitação das partículas de um corpo, mais elevado é seu estado térmico (temperatura).

Segundo Kern (1980), a termodinâmica é o ramo da física que estuda o calor e sua associação a outras formas de energia. Esta ciência trata das transições quantitativas e das transformações de energia em calor nos sistemas materiais.

Segundo Incopera (2003), a transferência de calor é a energia térmica em trânsito devido a uma diferença de temperatura, ou seja, sempre que existir uma diferença de temperatura em um meio ou entre meios diferentes, ocorre, necessariamente a transferência de calor.

A Nova (1996), define que o calor pode ser transmitido de três maneiras diferentes condução (transferência através da diferença de temperatura entre os dois corpos ou corpos que possui um gradiente de temperatura), convecção (transferência através de moléculas, durante seu deslocamento variação da massa específica convecção natural ou por convecção forçada quando envolve o esforço de um agente externo) e radiação (transferência através de ondas eletromagnéticas).

Segundo Quites (2001), foi Jean Baptiste Fourier, matemático e físico francês, quem publicou a teoria da propagação de calor apresentando as séries trigonométricas (Séries de Fourier). A Lei de Fourier calcula o fluxo de calor no interior de um corpo quando submetido à diferença de temperatura. A equação que traduz a lei de Fourier é:

$$Q = k \times A \times \frac{dT}{dx}$$

Sendo:

Q - fluxo de calor Watt [W] = [J/s];

k - condutibilidade térmica do material [W/(m·K)]

A - área do material [m<sup>2</sup>], que será atravessada pelo calor; gradiente de temperatura na direção da transferência pelo calor.

dT / dx - diferença de temperaturas entre dois pontos [K]

A condutividade térmica é uma constante para cada tipo de material. Quanto maior seu valor, melhor as condições de condutividade de calor do material.

Para exemplificar a Lei de Fourier, considera-se a transferência de calor por condução através de uma parede plana submetida a uma diferença de temperatura.

A parede tem espessura  $L$ , área transversal  $A$  e foi construída com material de condutividade térmica  $k$ . A temperatura da superfície interna da parede é constante e igual a  $T_1$  e a da superfície externa é constante e igual a  $T_2$ . Por hipótese  $T_1 > T_2$ .

Aplicando a lei de Fourier para a parede da Figura 7 pode-se obter o valor do fluxo de calor de 0 para  $L$ , na direção de  $X$ .

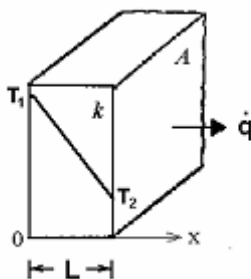


Figura 7: Transferência de calor por condução (QUITES, 2001).

O resfriamento do corpo humano pode se dar pela redução da temperatura e, à medida que o calor do objeto mais elevado (corpo) é transferido para o objeto mais frio, há um decréscimo no diferencial de temperatura. Desta forma as respostas locais e sistêmicas são geradas. Após a aplicação do frio no corpo humano, o fluxo sanguíneo local é reduzido inicialmente, assim como a resposta inflamatória e a hemorragia.

Conforme Incropera (2003), devido à revolução da tecnologia da informação nas últimas duas décadas, um forte aumento da produtividade industrial trouxe uma melhora da qualidade de vida ao redor do mundo. Muitas destas descobertas vem sendo viabilizada por avanços na engenharia térmica.

Ainda segundo Incropera (2003), a temperatura regula e alerta as respostas biológicas em todos os sistemas vivos e no seu limite marca a fronteira entre a doença e a saúde.

## 2 EQUIPAMENTO

Segundo Danvic (2006), o equipamento é baseado no efeito Peltier, que é a produção de temperatura na junção de dois condutores (ou semicondutores) compostos de materiais diferentes que, ao ser submetidos a uma tensão elétrica em um circuito fechado, forçam os elétrons entre as junções dos metais dissimilares, impondo uma diferença de tensão entre as placas, resultando no aquecimento e resfriamento das mesmas.

Foi utilizado inicialmente no equipamento uma placa de testes (Protoboard), verificando seu correto funcionamento e a tensão máxima suportada pela célula Peltier.

Foram aplicadas as tensões até atingir a temperatura desejada, ou seja, a correspondente ao gelo, submetidas por termômetros digitais.

O equipamento, se utilizado de forma direta, com o tempo e a temperatura estipulada em função da área e local da lesão, tem a finalidade de reduzir o edema.

Esse equipamento termoelétrico trará maior eficiência e agilidade nesse tipo de atendimento, pois os efeitos da aplicação com termoelétricos proporcionarão os mesmos resultados fisiológicos, porém com a vantagem de serem mais práticos e precisos.

### 2.1 Efeito Peltier

Para Souza (2007), o fenômeno de conversão de energia térmica em energia elétrica foi descoberto em 1821 e recebeu o nome de efeito Seebeck. Quando um diferencial de temperatura é estabelecido entre as extremidades quentes e frias de um material semicondutor, com uma tensão gerada (tensão de Seebeck). O efeito de Seebeck é um efeito inverso do efeito de Peltier, que foi descoberto em 1834, também

conhecido como *Força eletromotriz de Peltier* onde ocorre produção de diferença de potencial devido à diferença de temperatura neste mesmo tipo de circuito.

Ainda conforme Souza (2007), dentre as opções de tecnologia pelas quais é possível implementar um refrigerador miniaturizado, o efeito Peltier permite a implementação de dispositivos termoelétricos como uma solução para aplicações de refrigeração limitando o peso e o espaço.

Segundo Burger (2001), através dos métodos de fabricação baseados em micro sistemas eletromecânicos é possível o desenvolvimento das células Peltier. Para Souza (2007), os módulos termoelétricos, baseados no efeito Peltier, são compostos por placas cerâmicas com cubos do telureto de bismuto em seu interior. Seu princípio de funcionamento é de um fluxo de elétrons forçado entre as junções dos metais dissimilares, sendo uma junção aquecida e a outra resfriada ao impor uma diferença de tensão entre elas. Uma típica célula Peltier contém uma série de elementos semicondutores agrupados em pares, que agem como condutores dissimilares.

Os efeitos Peltier e Seebeck são efeitos de diferentes manifestações e mesmo fenômeno físico. Eles podem ser considerados como um só, denominado efeito termelétrico como pode ser observado na Figura 8.



Figura 8: Transferência de calor via pastilha Peltier (STRAZZA e RIBERI, 2004).

## 2.2 Aplicação das célula Peltier

Conforme Oliveira e Leismann (2008), uma série de dispositivos é soldada entre placas de cerâmicas, que estão eletricamente ligadas permitindo o fluxo de elétrons por todo o circuito da placa, com a entrada de alimentação a saída no



aterramento e termicamente obtendo temperatura em sua superfície. Quando uma corrente passa por um ou mais pares de elementos, há uma redução na temperatura da junta resultando em uma absorção do calor do ambiente, sendo o calor transferido através do transporte de elétrons e emitido no outro lado da célula Peltier.

### 2.3 Dispositivos Termoelétricos

Conforme Strazza e Riberi (2004), representante das células Peltier os dispositivos termoelétricos convencionais têm várias especificações para várias aplicações. A pastilha utilizada no equipamento é TEC1-12705 com máxima diferença da temperatura entre o lado quente e frio podendo alcançar o 67°C.

Os dispositivos em geral contêm de 3 a 127 termopares. Existem alguns dispositivos termopares que são dispostos em série funcionando em vários estágios com a finalidade de obter diferenciais de temperatura de até 130 °C. A temperatura mais baixa alcançada na prática é de aproximadamente -100 °C.

### 2.4 Classificação dos materiais utilizados nas pastilhas

De acordo com Astrain (2003), são necessários mais de um par de semicondutores para resultar em um dispositivo termoelétrico composto de semicondutores chamados termoelementos. Cada par de termoelemento é chamado de termopar. Os termopares quando submetidos a uma corrente elétrica nas junções dos metais geram diferentes temperaturas, conforme mostrado na Figura 9, fio vermelho entrada e fio preto saída da corrente.

Conforme Strazza e Riberi (2004), existem materiais de uso na construção da estruturas dos módulos termoelétricos como o óxido de berílio (BeO), nitrito de alumínio (AlN) ou óxido de alumínio (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>). O (BeO) e (AlN) são melhores

condutores térmicos, porém o (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) é o mais utilizado devido à sua relação custo benefício e sua técnica de fabricação.

Conforme Souza (2007), o cobre é usado como o material de condução elétrica entre os semicondutores dispostos em paralelo com o sistema conectado por solda.

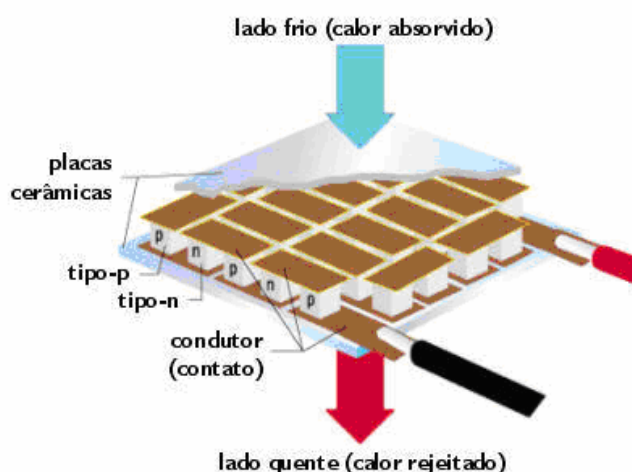


Figura 9: Pastilha Peltier (STRAZZA e RIBERI 2004).

## 2.5 Idealização do Equipamento

O grande desafio foi criar um equipamento pequeno que pudesse ser prático e portátil, com boa precisão, baixo custo para produção e com tecnologia de refrigeração mais apropriada para ser utilizado em tratamentos de Crioterapia. Posteriormente foi montado um protótipo para análise do comportamento do gelo e seus devidos funcionamentos na refrigeração, com verificação dos parâmetros funcionais de tempo para atingir determinada temperatura, foi possível gerar parâmetros para ser atingido pelo equipamento, de modo que a temperatura fria gerada por uma das superfícies da célula Peltier fosse colocada em contato com a superfície do corpo de prova e a outra gera calor sobre uma placa de dissipador de calor ventilada pelo mini ventilador (Cooler) de maneira a não permitir o sobrecarga no aquecimento da superfície da célula Peltier.

O equipamento teve como base conceitos de eletrônica para aplicação da células Peltier, sabendo-se a temperatura e tempo necessária a ser gerada, foi feito a ligação por um cabo de alimentação e um de aterramento, ligando a célula Peltier e um segundo cabo ligado a alimentação e o aterramento em um mine ventilador (Cooler) ligando ambos cabos em uma mesma entrada de energia em um placa protoboard, prevendo o consumo dos componentes simultaneamente sendo ligados a uma fonte de alimentação regulável como mostrado na Figura 10.



Figura 10: Esquema de ligação no protoboard para realização de testes.

Os resultado apresenta a temperatura necessária em um tempo adequado, em comparação com o gelo, Sabendo a Voltagem e Amperagem necessária tendo uma tensão  $1,50[V]$  e uma corrente  $450[mA]$  foi realizado testes com pilhas AA  $1,5V$ .

Para realizar a verificação das medidas, todo o teste foi feito com o uso de multímetros e termômetro digital conforme mostra a Figura 11.



Figura 11: Multímetros e termômetro digital.

A montagem do dispositivo foi realizada através da junção entre célula Peltier previamente preparada com pasta térmica para contato com a superfície metálica que terá contato com o corpo de prova, e na superfície do dissipador, conforme mostra a Figura 12.



Figura 12: Célula Peltier coberta com pasta térmica.

A célula Peltier, localizada entre dissipador e placa metálica, tem a função de gerar uma redução de temperatura que será transmitida pela placa metálica. Esta agirá em contato com o corpo de prova como sensação de frio resultando no objetivo proposto. Em paralelo, o dissipador irá coletar o calor gerado pelo outro lado da placa Peltier e transmiti-lo ao mine ventilador (Cooler) que tem a função de eliminar, conforme mostram as Figuras 13, 14, 15 e 16.



Figura 13: Placa de contato.



Figura 14: Mine Ventilador 5v (Cooler).



Figura 15: Dissipador de temperatura.



Figura 16: Pasças sobrepostas .

A ligação da célula Peltier com o mine ventilador (Cooler), foi demonstrada na Figura 17. Esta ligação será feita em 4 pilhas AA, de (1,50 V) conectadas em um suporte de 4 pilhas conforme mostra a Figura 18, sendo que os cabos de aterramento de ambos os componentes foram ligados em chave liga desliga.



Figura 17: Esquema de ligação dos dispositivos



Figura 18: Suporte de pilhas AA e Pilhas AA 1,5V

## 2.6 Lista de componentes

Para a montagem do equipamento foi utilizado um Célula Peltier modelo: TEC1-12705 com dimensões (mm): 40 x 40 x 4 de Corrente Máxima de 5Amperes, Potência 76 Watts, Tensão 12 Volts com máxima de 15 Volts, placa metálica Aço inoxidável Tipo (polido) para contato com corpo de prova dimensões (mm): 50 x 50 x 2 de condutividade térmica:  $K=0,17w/mK$  Temperatura 300 K, Dissipador de Alumínio com 12 Arrestas, dimensões (mm): 50 x 50 x 20 de condutividade térmica,  $K=237w/mK$  em Temperatura 300 K Incropera, (2003). Um Cooler de tensão 5 Volts, Pasta térmica cerâmica, condutividade térmica:  $K=0,4w/mK$  Temperatura 300 K, Suporte de quatro pilhas AA, Chave Liga-Desliga conforme mostra a Figura 19.



Figura 19: Equipamento montado

## 2.7 Vantagens

A principal vantagem deste equipamento está na substituição do uso do gelo nos tratamentos que necessitam da aplicação de crioterapia, gerando a temperatura necessária em um tempo adequado para o tratamento.

Assim sendo, as pesquisas que visam o desenvolvimento de sistemas de refrigeração miniaturizados são de grande importância, Além disso, o projeto mostra

um equipamento prático, portátil, higiênico, com baixo consumo de energia, podendo ser usado com bateria e que tem baixo custo.



### 3 APLICAÇÃO DO EQUIPAMENTO

O equipamento é direcionado para profissionais da área de saúde com a finalidade de ser utilizado em tratamentos médicos em lesões agudas e crônicas.

Segundo Knight (2000), as patologias recomendadas para tratamentos com o uso da crioterapia são: contusões musculares, inflamações agudas e crônicas, hemorragia e edema, pós- cirúrgica e pré- cirúrgica, crio- cirurgias, em tratamentos de cefaléias, prevenção de perda de cabelo em tratamentos de quimioterapia, rigidez muscular e articular, no alívio de cólicas menstruais

Sendo utilizada em clínicas, ambulâncias, hospitais, atendimentos médicos domiciliares, academias de ginástica, centros médicos esportivos, entre outros.

Para Denegar (2003) e Starkey (2001), a duração do tratamento varia de 15 a 20 minutos e ele pode ser repetido no mínimo com duas horas de intervalo, se necessário. Devido os efeitos duradouros do frio as aplicações devem ser utilizadas por 24 a 72 horas após a lesão aguda. Fotos demonstrativas de aplicação em punho de gelo e do equipamento, conforme mostram as Figuras 20 e 21, respectivamente.



Figura 20: Aplicação de gelo em punho.



Figura 21: Aplicação do equipamento em punho.

### 3.1 Contra-indicações

Conforme Knight (2000), a crioterapia não é aconselhável a aplicação da crioterapia diretamente sobre a pele por um tempo superior a uma hora seguida; pois pode causar ulceração pelo frio. Nunca aplicar em indivíduos com qualquer destas afecções: Doença de Raynaud ou Vasoespástica, Hipersensibilidade ao frio, Distúrbio cardíaco, Comprometimento da circulação local.

Ainda segundo Knight (2000), mesmo quando as contra- indicações da crioterapia para determinados pacientes tenham sido excluídas, várias precauções devem ser tomadas para evitar lesões graves e cautela ao usar crioterapia para indivíduos que apresentem certas afecções reumatóides: pacientes paralisados ou em coma, doença da artéria coronária, doenças hipertensivas.

## 4 ENSAIOS PRÁTICOS E RESULTADOS

Para testar o equipamento desenvolvido, comprovando sua qualidade e eficiência, foram realizados três testes com corpos de prova distintos simulando a troca de temperatura dos corpos de prova, de modo a representar o mais próximo possível a troca de calor do corpo humano.

Os testes foram elaborados considerando critérios de tempo, tamanho e material do corpo de prova e as temperaturas inicial e final.

Estes testes são apresentados abaixo sendo:

- Teste I: Simulação utilizando gel clínico e parafina;
- Teste II: Simulação utilizando carne de porco e soro fisiológico aquecido para hidratação da carne;
- Teste III: Simulação utilizando carne de porco com circulação aquecida.

### 4.1 Teste I – Simulação utilizando gel clínico e parafina

Este teste foi realizado utilizando a simulação de um aquecimento periférico através do gel clínico e de parafina, que representam, respectivamente, a região periférica e a região central.

Inicialmente foram divididos três grupos de corpos de prova denominados:

- AMOSTRA A: com aplicação do equipamento termoelétrico.
- AMOSTRA B: com a aplicação de gelo.
- AMOSTRA C: sem nenhuma aplicação.

A aplicação do gelo foi verificada no instante 0 e em intervalos de 10 e 20 minutos através de termômetros.

#### 4.1.1 Materiais Utilizados

Os materiais utilizados nestes testes são: dois termômetro digitais; um vasilha de plástico (Poliestileno) transparente com 8 cm de diâmetro e 2,5 cm de altura Temperatura 300 K Condutividade Térmica  $K= 0,027 \text{ W/mK}$  (Incropera, 2003); 100 ml de gel clínico em 1,0 g contém: água purificada, carbômer, dimeticona, edetato dissódico, glicerina, hidróxido de sódio, lauril sulfosuccinato dissódico, metilparabeno, poloxâmer, dióxido de silício, Temperatura 300 K Condutividade Térmica,  $K=0,96\text{w/mK}$  (RMC Gel Clínico, 2010); um vasilha de metal com 12 cm de diâmetro e 2,5 cm de altura, Temperatura 300 K Condutividade Térmica  $K=80,2\text{w/mK}$ ; 200 ml de parafina, Temperatura 300 K Condutividade Térmica  $K= 0,180 \text{ W/mK}$  (Incropera, 2003).

#### 4.1.2 Procedimento

Inicialmente foram colocados os 100 ml de gel clínico a 38°C na vasilha plástica sobre um recipiente metálico de 200 ml com parafina aquecida previamente a 70°C, esfriando naturalmente até uma temperatura de 38°C, de forma a reproduzir a temperatura do corpo humano tendo um processo inflamatório agudo. Esta camada de gel sofre a mesma temperatura inicial de 38°C.

Os dois termômetros foram dispostos no corpo de prova de modo que um estivesse na camada de gel e outro sobre a camada de parafina. Para manter a temperatura da parafina e do gel clinico constante foi colocada uma fonte de calor (vela) a 13 cm do recipiente.

O ensaio foi realizado tomando 3 amostras, conforme descrito acima. Seus resultados foram obtidos a partir da temperatura medida em cada camada e são apresentados no item a seguir conforme mostra a Figura 22, 23 e 24.

Segundo Spiegel (1985), margem de erro amostral em cada análise de 5% .



Figura 22: Recipiente com parafina e gel clínico.



Figura 23: Recipiente com aplicação de gelo.



Figura 24: Recipiente com aplicação do equipamento.

#### 4.1.3 Resultados do ensaio

Os ensaios realizados nas três amostras atingiram diferentes temperaturas, sendo elas apresentadas na Tabela 1 abaixo:

Tabela 1: Resultados do ensaio.

Amostra	Parafina / sangue		Gel / Músculo	
	10 min	20 min	10 min	20 min
A	35°C	34°C	18°C	16°C
B	35°C	35°C	17°C	17°C
C	36°C	36°C	36°C	38°C

Conforme mostra na Tabela 1, nas comparações entre as amostras A, B e C sobre a diferença entre suas médias, os resultados foram bastante semelhantes entre a amostra A e B que foram submetidos a técnicas diferentes. A amostra C manteve temperatura sem grandes alterações.

Analisando esta mesma tabela, observa-se uma pequena diferença de temperatura entre o uso do gelo e do equipamento, sendo que, no gelo, a temperatura permanece constante, enquanto o equipamento continua diminuindo sua temperatura, obtendo um resultado mais ágil e mais eficaz que com o gelo.

Para a verificação do calor gerado pela célula Peltier, foi medida a temperatura que sai do cooler e do dissipador, considerando como temperatura inicial a temperatura ambiente do local (25°C). Elas são mostradas na Tabela 2, abaixo:

Tabela 2: Temperatura na saída do cooler e do dissipador.

	10 min	20 min
Cooler	26°C	26°C
Dissipador	28°C	28°C

Em análise à estes resultados, observa-se que o cooler está retirando o calor da célula Peltier de forma a mantê-la com uma pequena variação de temperatura.

São apresentados abaixo os gráficos referentes ao ensaio de medição de temperatura nos corpos de prova, conforme mostra a Figura 25 e 26.

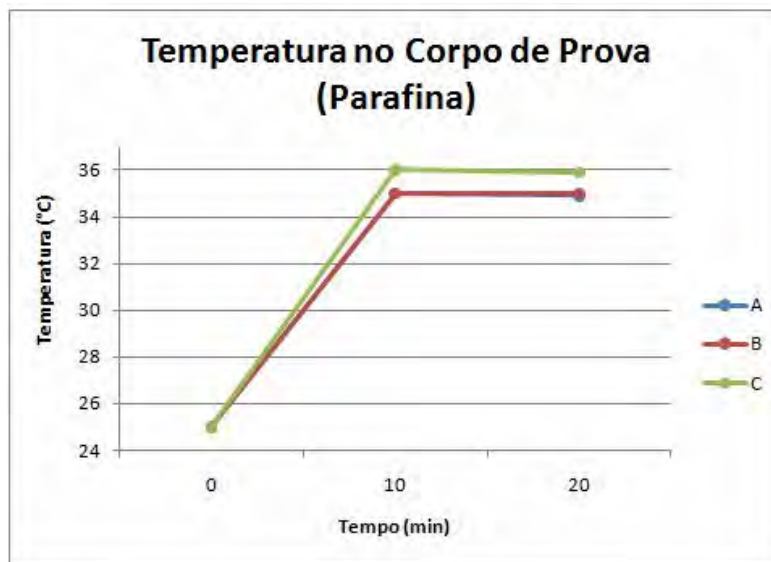


Figura 25: Ensaio de temperatura no sangue.

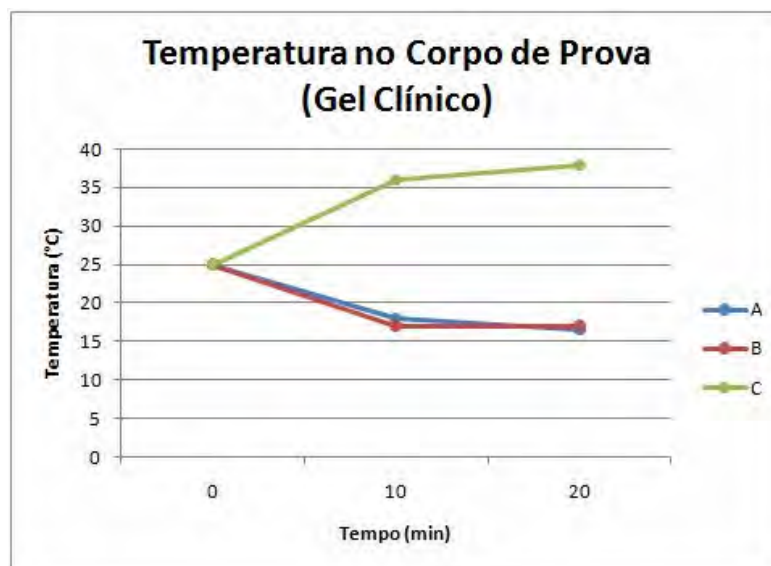


Figura 26: Ensaio de temperatura no músculo.

Foi realizada também a medição de temperatura na saída do cooler e do dissipador para obter a temperatura do calor expelido pela célula Peltier, conforme mostram as Figuras 27 e 28.

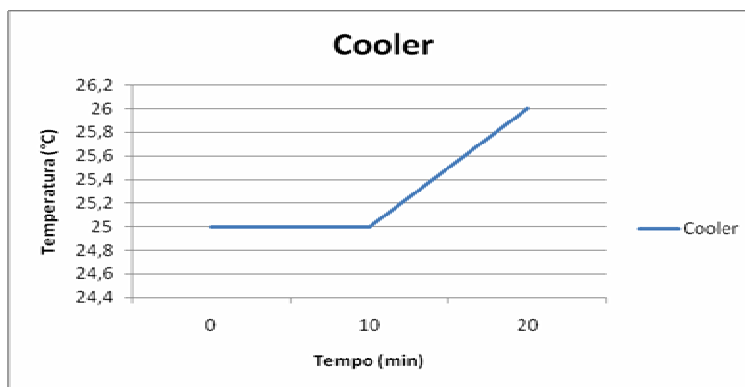


Figura 27: Temperatura na saída do cooler.



Figura 28: Temperatura na saída do dissipador.

#### 4.2 Teste II – Simulação utilizando carne de porco hidratada

Este teste foi realizado utilizando a simulação de um aquecimento periférico através da carne de porco e do soro fisiológico, que representam, respectivamente, a região periférica e a região central. Esta simulação foi realizada tentando obter um resultado mais próximo do adquirido no corpo humano, sofrendo excesso de líquido (processo inflamatório).

Foram divididos três grupos de corpos de prova denominados:

- AMOSTRA A: com aplicação do equipamento termoelétrico.
- AMOSTRA B: com a aplicação de gelo.
- AMOSTRA C: sem nenhuma aplicação.

As aplicações do gelo e do equipamento também foram verificadas no instante 0 e em intervalos de 10 e 20 minutos através de termômetros.



#### 4.2.1 Materiais Utilizados

Os materiais utilizados neste teste são; recipiente plástico, capacidade 500 ml; soro fisiológico aquecido, temperatura 38°C, quantidade 500 ml; Tubo plástico (Poliestileno) Temperatura 300 K Condutividade Térmica  $K= 0,027 \text{ W/mK}$  para condução do líquido (soro fisiológico), diâmetro de 2 mm, 03 unidades; Dispositivo de infusão intra venosa, 03 unidades; Chapa metálica Temperatura 300 K Condutividade Térmica  $K=80,2\text{w/mK}$  (Incropera, 2003); Carne de porco em pedaços de 50 x 50 x 10 mm, 03 unidades; Velas, 03 unidades; Termômetro.

#### 4.2.2 Procedimento

Inicialmente foi montada a área de teste através da chapa metálica a uma altura de 10 cm, e situados os pontos de aquecimento (velas) abaixo desta chapa, distantes um do outro em aproximadamente 5 cm, conforme mostra a Figura 29.

Em seguida foram dispostos os pedaços de carne de modo que coincidisse com os pontos de aquecimento. Estes pedaços de carne foram abastecidos com o soro fisiológico através de dispositivos de infusão intra venosa. O soro fisiológico foi aquecido inicialmente à uma temperatura de 38°C.

A medição de temperatura foi realizada no mesmo instante nos três pedaços de carne, sendo o termômetro introduzido no interior da carne. Da mesma forma do teste anterior, a primeira amostra recebeu a aplicação do equipamento, a segunda a aplicação do gelo e a terceira ficou sem nenhuma aplicação, durante os 20 minutos de teste, conforme mostram as Figuras 30, 31 e 32.

Segundo Spiegel (1985), margem de erro amostral em cada análise de 5%.



Figura 29: Esquema de montagem do teste.



Figura 30: Medição de temperatura do corpo de prova (amostra A).



Figura 31: Medição de temperatura do corpo de prova (amostra B).

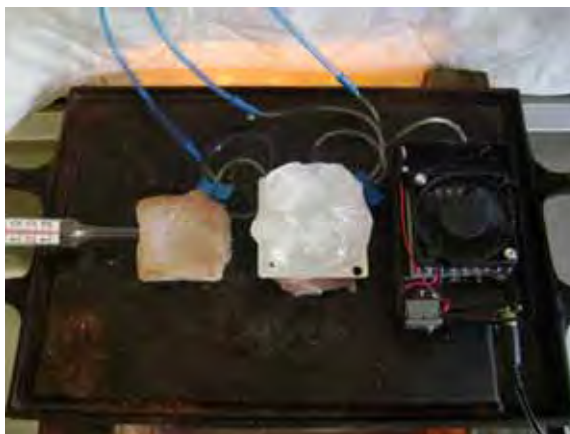


Figura 32: Medição de temperatura do corpo de prova (amostra C).

#### 4.2.3 Resultados

Os ensaios realizados nas três amostras atingiram diferentes temperaturas, sendo elas apresentadas na Tabela 3 abaixo:

Tabela 3: Resultados do ensaio.

Amostra	Carne		
	0 min.	10 min.	20 min.
A	36°C	26°C	27°C
B	36°C	23°C	25°C
C	36°C	40°C	42°C

Conforme mostra na Tabela 3 acima, a temperatura inicial (temperatura ambiente) é de 36°C. Após a aplicação do gelo e do equipamento em 10 min, as amostras A e B sofreram uma diminuição de temperatura, sendo a amostra C uma diminuição mais significativa.

O aumento da temperatura nas três amostras se deu devido à fonte de calor que liberou grande quantidade de calor em todo o período da experiência.

Neste caso, o equipamento apresentou as mesmas características de variação de temperatura do gelo, porém foi capaz de manter a estabilidade da temperatura com menor variação.

São apresentados abaixo os gráficos referentes ao ensaio de medição de temperatura deste ensaio, conforme mostra a Figura 33.

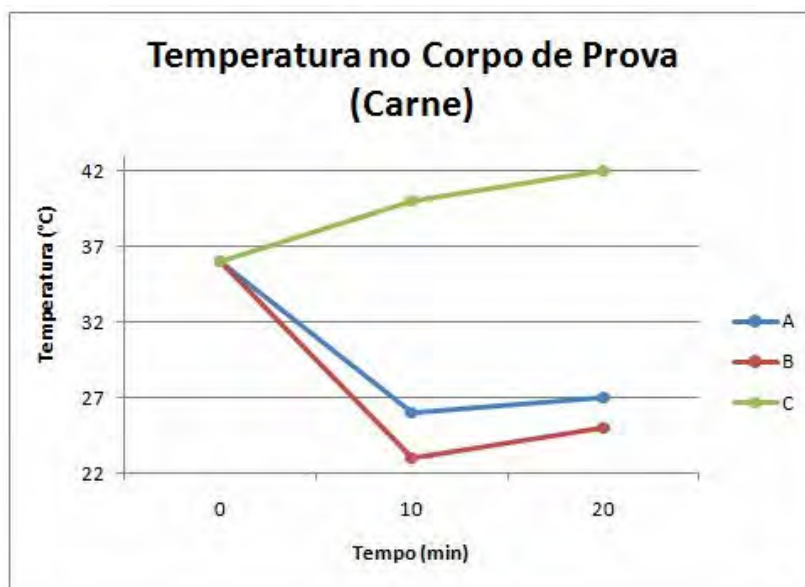


Figura 33: Temperatura no Corpo de Prova (Carne).

#### 4.3 Teste III – Simulação utilizando carne de porco com circulação aquecida

Este teste foi realizado utilizando a simulação de um aquecimento central da carne de porco. Este aquecimento foi realizado através de três perfurações na carne, por onde foram inseridos os tubos com soro fisiológico aquecido. Esta simulação foi realizada tentando obter um resultado mais próximo do adquirido no corpo humano com a circulação sanguínea (processo fisiológico).

O teste foi realizado em apenas um corpo de prova de forma a obter as diferentes temperaturas, submetendo-o a crioterapia com o equipamento e com o gelo.

Foram divididos três grupos de corpos de prova denominados:

- AMOSTRA A: com aplicação do equipamento termoeletrico.
- AMOSTRA B: com a aplicação de gelo.
- AMOSTRA C: sem nenhuma aplicação.

As aplicações do gelo e do equipamento também foram verificadas no instante

0 e em intervalos de 10 e 20 minutos através de termômetros.

#### 4.3.1 Materiais Utilizados

Os materiais utilizados neste teste são: recipiente plástico, capacidade 500 ml; soro fisiológico aquecido, temperatura 60°C, quantidade 2 litros; dosador, 03 unidades; tubo plástico para condução do líquido (soro fisiológico), diâmetro de 2 mm, 03 unidades; carne de porco em pedaços de, dimensões (mm) 50 x 50 x 10, 01 unidade; termômetro; Gelo; Equipamento desenvolvido.

#### 4.3.2 Procedimento

O teste foi iniciado na perfuração do corpo de prova e posterior colocação dos tubos plásticos em seu interior. Os tubos foram ligados no recipiente plástico que, por sua vez, foi abastecido com o soro fisiológico à temperatura de 60,0 °C. Essa temperatura foi medida através do termômetro utilizado em todo o teste, conforme mostra a Figura 34.

A liberação do soro fisiológico nos tubos foi controlada através de dosadores, permitindo que fossem pingadas 88 gotas por minuto, de forma a simular o processo fisiológico. Dessa forma, o corpo de prova foi aquecido em três pontos distintos, mantendo uma temperatura de 36°C.

Primeiramente foi verificado o comportamento do corpo de prova durante 20 minutos, sendo que sua temperatura não sofreu alterações conforme mostra a Figura 33. Em seguida foi realizado o teste com aplicação do gelo no corpo de prova e medida a temperatura nos instantes de 10 e de 20 minutos. O mesmo processo foi realizado com a aplicação do equipamento conforme mostram as Figuras 35, 36 e 37.

Margem de erro amostral em cada análise de 5% (Spiegel, 1985).



Figura 34: Esquema de montagem do teste.



Figura 35: Medição de temperatura do corpo de prova inicial.



Figura 36: Medição de temperatura com gelo.



Figura 37: Medição de temperatura com equipamento.

### 4.3.3 Resultados

Os ensaios realizados na amostra apresentaram os resultados apresentados na Tabela 4 abaixo:

Tabela 4: Resultados do ensaio.

Amostra	Carne		
	0 min.	10 min.	20 min.
A	36°C	33°C	29°C
B	36°C	32°C	30°C
C	36°C	36°C	36°C

De acordo com a Tabela acima, os resultados apresentados mostram a mesma variação do teste I. O que indica que o equipamento não está sofrendo variações no seu funcionamento, de forma a conseguir manter a temperatura esperada.

São apresentados abaixo os gráficos referentes ao ensaio de medição de temperatura deste ensaio, conforme mostra a Figura 38.

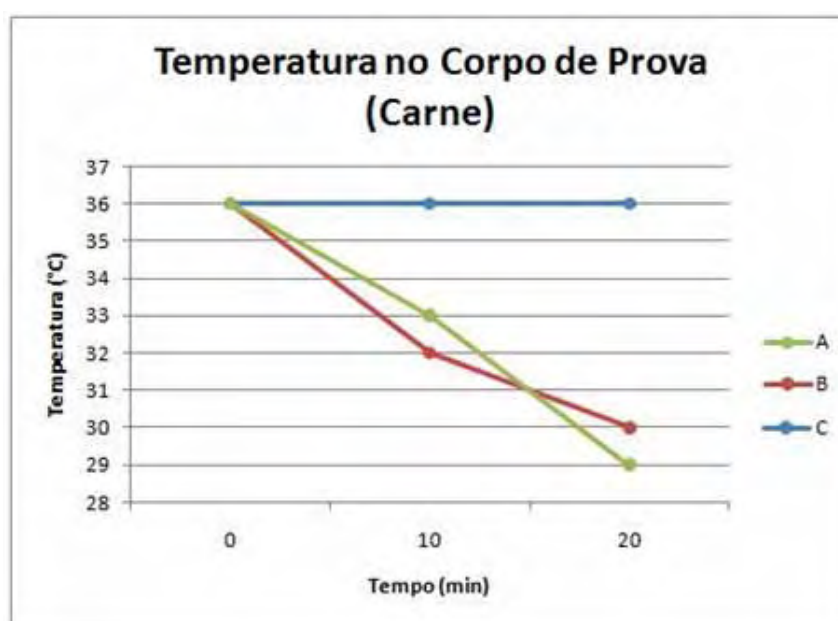


Figura 38: Temperatura no Corpo de Prova (Carne).



## 5 COMENTÁRIOS E DISCUSSÕES

Para uma visão global do conteúdo apresentado neste trabalho comparando com os resultados dos testes realizados, obteve uma resposta satisfatória na substituição da forma de aplicação da crioterapia.

A idealização do projeto e o desenvolvimento do equipamento, foi realizada seguindo as normas técnicas de construção de aparelhos médicos listadas abaixo:

- NBR IEC 60601-1 – Equipamento Eletromédico – Prescrições gerais para segurança;

- NBR IEC 60601-1-2 – Equipamento Eletromédico – Prescrições gerais para segurança – Compatibilidade eletromagnética, prescrições e ensaios;

- NBR IEC 60601-2-10 – Equipamento Eletromédico – Prescrições particulares para segurança de equipamento para estimulação neuromuscular.

Além dessas normas o desenvolvimento do equipamento considerou:

- A necessidade de atualização do sistema de controle de equipamentos elétricos sob o regime de Vigilância Sanitária para garantir a qualidade, a segurança e eficácia dos produtos e proteger a saúde do consumidor;

- A importância da comprovação do atendimento pelos equipamentos elétricos sob regime de Vigilância Sanitária aos requisitos essenciais de segurança indicados na Resolução Mercosul - GMC nº. 72/98, internalizada no Brasil pela Resolução que "Estabelece os Requisitos Essenciais de Segurança e Eficácia Aplicáveis aos Produtos para Saúde". Art. 1º Os equipamentos elétricos sob regime de Vigilância Sanitária devem comprovar o atendimento a Resolução que "Estabelece os Requisitos Essenciais de Segurança e Eficácia Aplicáveis aos Produtos para Saúde", por meio de certificação de conformidade no âmbito do Sistema Brasileiro de Avaliação da Conformidade (SBAC) tomando como base as prescrições contidas em normas técnicas indicadas por meio de Instrução Normativa (IN) da ANVISA. 1º Os equipamentos elétricos sob regime de Vigilância Sanitária, inclusive suas partes e

acessórios, são os energizados por meio da rede de alimentação elétrica ou fonte de alimentação interna com finalidade médica, odontológica, laboratorial ou fisioterápica, utilizados direta ou indiretamente para diagnóstico, tratamento e monitoração em seres humanos, e ainda os com finalidade de embelezamento e estética. Este equipamento corresponde a CLASSE II tipo BF de segurança e proteção e deve ser operado somente por profissionais qualificados e dentro dos departamentos médicos devidamente credenciados (BRASIL, 1994).

A técnica utilizada consiste na aplicação de baixas temperaturas através da aplicação do aparelho em áreas corporais afetadas pela dor. Esta técnica é não invasiva, sem efeitos sistêmicos, não causa dependência e não tem efeitos colaterais indesejáveis.

### 5.1 Comparativo dos testes

A intensidade de temperatura para tratamento crioterapia varia de 0°C a 17°C, atingindo resultado satisfatório do resfriamento em um tratamento de crioterapia.

A tabela apresentada abaixo representa uma comparação entre os resultados obtidos nos testes realizados. A avaliação da variação de temperatura foi feita através da diferença da temperatura medida utilizando o equipamento pela temperatura medida com a aplicação do gelo.

Variação de temperatura demonstrada na Tabela 5.

Tabela 5: Resultados dos entre gelo e equipamento.

	10 min	20 min
Teste I	- 1°C	- 1°C
Teste II	3°C	2°C
Teste III	1°C	- 1°C

Os três testes apresentaram uma pequena variação de temperatura, pouco significativa tanto na temperatura sensorial quanto na influência para o tratamento.

Os testes II e III apresentaram uma baixa redução da temperatura devido à proximidade e ao tipo da fonte de calor utilizada para a realização dos ensaios. Por este motivo, as temperaturas obtidas mesmo após os 20 minutos da aplicação do gelo e do equipamento não atingiram a temperatura necessária para o tratamento utilizando a crioterapia. Porém, pode-se observar que as temperaturas medidas nos intervalos de tempo sofreram uma redução semelhante, o que comprova que o equipamento é capaz de gerar a baixa temperatura e realizar a troca de calor com o corpo de prova, equiparando ao desempenho do gelo.

É bastante perceptível a diferença na sensação causada quando da utilização do gelo e do equipamento. O contato do gelo na pele gera uma sensação de desconforto e, quando aplicado por bastante tempo, chega a ser até mesmo doloroso. Por conter uma placa metálica, a sensação do frio gerada pelo equipamento, promove a mesma reação e estímulo dos receptores térmicos do corpo humano, porém de forma menos intensa e mais confortável.

Através dos testes de funcionamento do equipamento desenvolvido pode-se observar que o mesmo foi capaz de atingir a temperatura necessária para realizar o tratamento de lesões agudas de modo a substituir a utilização do gelo.

## 6 CONCLUSÃO

A utilização do frio para tratamentos médicos é utilizada há muito tempo, porém a crioterapia é bastante abrangente e, até então, pouco estudada por profissionais que fazem uso dela. Isso se observa pela qualidade de avanços tecnológicos para este tipo de técnica.

O estudo aqui apresentado abordou a crioterapia como o uso do frio e o seu tratamento médico em lesões agudas sendo realizado através do uso do gelo. O que se possui de tecnologia sendo utilizada hoje é um equipamento com respostas positivas, porém pouco prático e um tanto quanto desatualizado em relação aos avanços tecnológicos do século XXI.

Para tanto, este trabalho teve como base o desenvolvimento de tecnologia inovadora utilizando o estudo da crioterapia na área médica, sobretudo na fisioterapia, de forma a oferecer melhorias e praticidade no tratamento de lesões.

Com base nos estudos aqui apresentados, sobre a crioterapia e dispositivos termoelétricos capazes de gerar tanto o quente como o frio, foi possível juntar a idéia da terapia do frio com a tecnologia.

Além disso, a montagem do equipamento contou com dispositivos simples e de baixo custo, resultando em um equipamento para o mercado, de fácil manutenção.

Conclui-se, portanto, que o estudo da crioterapia associado ao dispositivo da célula Peltier atende à tratamentos médicos, sobretudo na fisioterapia, de forma mais simples que a convencional.

Por atingir resultados satisfatórios, possivelmente este será apenas o começo de um estudo e da abordagem da crioterapia em tecnologias inovadoras para a medicina.

Sendo assim, fica como sugestão a continuação do estudo deste projeto utilizando ambos os lados da pastilha Peltier, de modo a produzir, além da baixa temperatura, a alta temperatura para outros tipos de tratamento, tais como lesões crônicas. E, fazendo o uso de um software micro controlado, a possibilidade de

controle da temperatura, podendo o mesmo ser aplicado em diagnósticos diferentes com tempo pré- determinado.

O resultado foi um equipamento que apresentou diversas vantagens em relação ao método convencional utilizado hoje em dia, dentre elas podemos citar a facilidade na higienização, devido ao material de contato ser de aço inoxidável e em superfície plana; a facilidade de uso, podendo ser alimentado por uma bateria, gerando praticidade para transporte e possibilidade de utilização em locais sem energia elétrica; a característica peso, que por ser leve possibilita o transporte por profissionais da área da saúde; o baixo custo de produção resultando em baixo custo de venda para melhor acessibilidade da população.

## REFERÊNCIAS

ASTRAIN, D. J. G. Vián. Increase of cop in the thermoelectric refrigeration by the optimization of heat dissipation. Spain, Pamplona, 2003.

BRASIL, Institui o Sistema de Garantia da Qualidade de produtos correlatos submetidos ao regime da Lei nº 6.360, de 27 de setembro de 1976 e o Decreto nº 79.094, de 05 de janeiro de 1977. Diário Oficial da União, Brasília, DF, Poder Executivo, 13 dez. 1994.

BURGER, Microcooler operating with a sorption compressor and a micromachined cold stage, by Johannes Burger, Enschede, The Netherlands 2001.

CARNEIRO, J.; JUNQUEIRA L. C. U. Histologia Básica. Rio de Janeiro, Guanabara, 2008.

CARVALHO, M. V. Análise comparativa entre os efeitos da estimulação elétrica de alta voltagem versus crioterapia associada à compressão e elevação, sobre o edema traumático em tornozelo. 2008.

COTRAN, R. S. Patologia estrutural e funcional. 3.ed. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 2000. cap. 6, p.96-102.

CRISCO, J. J.; JOKL, P.; HEINEN, G. T.; CONNELL, M. D.; PANJABI, M. M. A. muscle contusion injury model. Biomechanics, physiology, and histology. Am J Sports Méd, 1994.

DANVIC. Equipamentos Danvic Ltda. São Paulo, 2006 Disponível em: <<http://www.peltier.com.br/intro.htm>> acesso 26 março 2009.

DENEGAR, G. R. Modalidades Terapêuticas para Lesões Atléticas. São Paulo. Manole, 2003. cap. 1, p.14-18.

GOUD III, J. A. Fisioterapia na Ortopedia e na Medicina do Esporte. São Paulo. Manole, 1993.

GUYTON, A. C. Tratado de Fisiologia Médica. 14.ed. Rio de Janeiro Guanabara Koogan, 2001. cap. 4, p.93-102.

HILL, M.; WERNICK, A.; GOLDSPINK, G. Muscle satellite (stem) cell activation during local tissue injury and repair. J Anat 2003.

HUARD, J.; LI, Y.; FU, F.H.; Muscle injuries and repair: current trends in research. J Bone Joint Surg Am, 2002.

INCROPERA P. F.; DeWitt D. P. Fundamentos de Transferencia de Calor e de Massa 5. ed, Rio de Janeiro Editora S. A., 2003.

JANCAR, S.; CALISH,V.; VAZ, C. Imunidade natural e inflamação. In: - Imunologia. Rio de Janeiro, Revinter, 2001, cap.2, p.11-29.

JÄRVINEN, T. A. H.; JÄRVINEN, T. L. N.; KÄÄRIÄINEN, M.; KALIMO H.; JÄRVINEN, M. Muscle injuries. Biology and treatment. Am J Sports Med 2005.

KERN D. Q. Processo de Transmissão de Calor. Guanabara Dois Rio de Janeiro, Guanabara Dois S.A., 1980.

KNIGHT, K. L. Crioterapia no Tratamento das Lesões Esportivas. 6.ed. São Paulo, Guanabara Koogan, 2000. página inicial-final do capítulo.

LIANZA, S Medicina de Reabilitação. 2.ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1995.

LISTON, S. L. - Nonbacterial inflammation as a means of enhancing skin flap survival. Liston, Laryngoscope, 1984.

LOW, J; REED, A. Eletroterapia Explicada: princípios e prática. 3ª ed. São Paulo. Manole, 2001.

MASSADA, L. Lesões musculares no desporto Colecção: Desporto e Tempos Livres Caminho, S.A. 1989.

McARDLE, W. D.; KATCH, F. I.; KATCH, V. L. Fisiologia do Exercício. 5.ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 2003.

MERRICK, M.A. Secondary injury after musculoskeletal trauma: a review and update. J Athl Train. 2002.

MOVAT, H. Z.; BURROWES, C. E. Acute inflammation and a Shwartzman-like reaction induced by interleukin-1 and tumor necrosis factor. Synergistic action of the cytokines in the induction of inflammation and microvascular injury 1988.



MORAES, F. B.; KUWAE M. Y.; OLIVEIRA E.; FREITAS, A. K. O.; OLIVEIRA F. B.; OLIVEIRA G. B.; NUNES J. C. Revista Brasileira de Ortopedia. São Paulo, Rev Bras Ortop, 2008.

NOVA Enciclopédia Ilustrada Folha, Volumes 1 e 2, Folha de São Paulo, Dezembro de 1996.

OLIVEIRA, A. R. P.; LEISMANN, I. A. Cooler Peltier Microcontrolado. Paraná, 2008. Disponível em: <<http://www.tcceca.unifei.edu.br/T2008/12645.pdf>> acesso dia 17 novembro 2009.

OLIVEIRA, N. M. L.; GAVA, A. D.; SALVANI, T. F. O Efeito da crioterapia e compressão interminente no músculo lesado de ratos: uma análise morfométrica Uberlândia, Revista Brasileira de fisioterapia, 2007.

OLSON, J. E.; STRAVINO, V. D. A. Review of cryotherapy. Phys Ther 52, 1972.

PAUL, W. E. Fundamental Immunology. New York , Raven Press, 1993.

PLACZEK, J. D.; BOYCE, D. A. Segredos em Fisioterapia Ortopédica. Porto Alegre, Artmed, 2004.

PRENTICE, W. E. Modalidades Terapêuticas em Medicina Esportiva. 2.ed. São Paulo, Manole, 2002.

QUITES, E. E. C.; LIA, L. R. B. Introdução à transferência de calor, M.Sc. Editora Érica, 2001.

ROBBINS, S. L.; COTRAN, R. S.; KUMAR, V., Patologia Estrutural e Funcional, 2.ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1991.

SANDOVAL, R. A.; MAZZARI, A. S.; OLIVEIRA, G. D. Crioterapia nas lesões ortopedicas. Buenos Aires, Revista Digital, 2000.

SCHASER, K. D.; DISCH, A. C.; STOVER, J. F.; LAUFFER, A.; BAIL H. J.; MITTLMEIER T. Prolonged superficial local cryotherapy attenuates microcirculatory impairment, regional inflammation, and muscle necrosis after closed soft tissue injury in rats. Am J Sports Med. 2007.

SPIEGEL, M. R. - Teoria das pequenas amostras - Teoria da correlação. Estatística. São Paulo, Mcgraw-Hill do Brasil, 1985.

SOUZA, D. H. C. Otimização do uso de refrigeradores termoelétricos em processos de refrigeração. Brasília, Congress of Mechanical Engineering, 2007.

STARKEY, C. Recursos Terapêuticos em Fisioterapia. 2.ed. São Paulo, Manole, 2001.

STRAZZA, F.; RIBERI, R. M. Projeto de uma micro-adeia climatizada de baixo custo. São Paulo, 2004 Disponível em: <<http://www.peltier.com.br/tese.pdf> > acesso dia 04 Abril 2009.

TEIXEIRA, M. J.; MARCON, R. M.; FIGUEIRÓ, J. A. B. Dor, epidemiologia, fisiopatologia, avaliação, síndromes dolorosas e tratamento. São Paulo, Moreira, 2001.