

Renan Duarte Ribeiro dos Santos

**Dispositivo de oclusão vascular para uso no
treinamento de força.**

São Paulo

2017

Renan Duarte Ribeiro dos Santos

**Dispositivo de oclusão vascular para uso no
treinamento de força.**

Monografia apresentada à Escola Politécnica da Universidade de São Paulo como requisito para a conclusão do curso de graduação em Engenharia Mecatrônica, junto ao Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos (PMR)

Orientador: Prof. Dr. Chi-Nan Pai

São Paulo

2017

Esta monografia é apresentada como requisito parcial para obtenção do grau de Engenharia Mecatrônica na Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. É o produto do nosso próprio trabalho, exceto onde indicado no texto. A monografia pode ser livremente copiada e distribuída desde que a fonte seja citada.

FICHA CATALOGRÁFICA

Santos, Renan

Dispositivo de oclusão vascular para uso no treinamento de força./ R.Santos – São Paulo, 2017-

55 p.

Tese de Formatura - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos (PMR), 2017.

1.Sarcopenia 2.Treinamento de Força 3.Bioengenharia I.Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos II.t.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, Éder Ribeiro dos Santos e Vânia Mello dos Santos, pelo amor e dedicação incondicionais. Pelo suporte e incentivo nos momentos de dificuldade.

Ao meu irmão, Rodolfo Duarte Ribeiro dos Santos, pelo suporte, pelas longas conversas sobre o método de oclusão e por me ensinar o amor ao esporte.

Ao professor e orientador Pai Chi Nan pelo precioso tempo disponibilizado, pela experiência compartilhada, pelas sugestões e recomendações. Acima de tudo, por acreditar neste trabalho, e estimular em nós (alunos) o pensamento crítico.

Ao Rafael Chagas pelas inúmeras recomendações de leitura sobre a oclusão vascular, pelas explicações sobre o método e por acreditar na relevância deste projeto para o treinamento de idosos e na reabilitação de pacientes.

Ao Gilberto Cândido Laurentino pelo conhecimento compartilhado e pelas recomendações para o desenvolvimento do dispositivo.

Aos meus amigos, José Carlos Cuginotti e Thiago Borges, pelo suporte nos momentos de dificuldade e por tornar esta trajetória menos cansativa e mais prazerosa.

RESUMO

A prática de exercícios físicos resistidos pode minimizar e prevenir inúmeros efeitos da sarcopenia. As reduções no número de neurônios motores e no número de fibras musculares limitam a massa muscular esquelética disponível, comprometem a capacidade de gerar força e possibilitam o desenvolvimento de doenças crônico-degenerativas. Treinamentos resistidos de baixa intensidade, em torno de 20-30% de 1-RM, com oclusão vascular (TFOV) atuam diretamente na prevenção de problemas musculares, além de reduzir o risco de lesões e de sobrecarga nas articulações. Este projeto visa construir um dispositivo eletro-mecânico, portátil para controlar a pressão de oclusão durante sessões de treinamento de força. Como parte da validação do dispositivo construído, foi analisada a variação da pressão interna do manguito para diferentes condições, simulando as forças externas atuantes sobre manguito durante o movimento do braço. A variação percentual da pressão interna, sob ação do controle implementado, foi inferior a 5% durante o período de funcionamento da bomba de ar, a perda de pressão através da válvula foi de 0,22 mmHg/s e o tempo de esvaziamento de 3,72 segundos. O comportamento da pressão interna durante os experimentos sugere que o manguito inflável associado a um sistema de controle em malha fechada pode ser satisfatoriamente aplicado no controle da pressão de oclusão. O dispositivo consegue atingir rigorosamente o requisito de conforto imposto na forma de tempo máximo de esvaziamento e suas dimensões se enquadram nos requisitos de portabilidade.

Palavras-chave: Oclusão vascular, Kaatsu *training*, Treinamento de força.

ABSTRACT

The practice of resistance training minimizes and prevents numerous effects of sarcopenia. Reductions in the number of motor neurons units and in the number of muscle fibers limit the available skeletal muscle mass, impair the ability to generate force and favour the development of chronic-degenerative diseases. Low intensity resistance training, around 20-30% of 1-RM, with blood flow restriction (TFOV) acts directly in the prevention of muscular impairment, besides reducing the risk of injuries and joints overloading. This work aims to build an electro-mechanical, portable device to control occlusion pressure during strength training sessions. As part of the validation of the constructed device, the variation of the internal cuff pressure was analyzed for different conditions, simulating the external forces acting on the cuff during the movement of the arm. The percentage variation of the internal pressure of the cuff, under the action of the implemented control, was lower than 5% during the period that air pump operates; the pressure loss through the valve was 0.22 mmHg/s and the exhaust time was 3.72 seconds. The behavior of internal pressure during the experiment suggests that the inflatable cuffs associated with a closed loop control system can be satisfactorily applied to control occlusion pressure. The device is able to strictly achieve the required comfort constraint expressed as maximum exhausting time and its dimensions meet the portability requirements.

Key-words: Blood flow restriction, Kaatsu training, Strength conditioning.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	12
1.1	Motivações	18
1.2	Objetivos	18
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	19
2.1	Treinamento de Força sem Oclusão Vascular	19
2.1.1	Diretrizes Gerais	19
2.1.2	Casos Específicos	20
2.2	Treinamento de Força com Oclusão Vascular	20
2.2.1	Definição da Pressão de Oclusão Total	20
2.2.2	Diretrizes Gerais	21
2.2.3	TF e TFOV: Análise Comparativa	21
2.3	Dispositivo de Oclusão	22
2.3.1	Manguito	23
2.3.1.1	Largura do Manguito	23
2.3.1.2	Comprimento do Manguito	23
2.3.1.3	Material do manguito	24
2.3.2	Válvula de Esvaziamento	25
2.3.3	Sensor de Pressão	27
2.3.4	Portabilidade	27
3	MATERIAIS E MÉTODOS	29
3.1	Especificações e Funcionamento	29
3.2	Principais Características	30
3.3	Requisitos	30
3.4	Arquitetura do Projeto	31
3.5	Hardware Mecânico	32
3.5.1	Câmara de Ar e Braçadeira	32
3.6	Hardware Elétrico	33
3.6.1	Microcontrolador	33
3.6.2	Sensor de Pressão	34
3.6.3	Amplificador de Sinal	35
3.6.4	Bomba de Ar	35
3.6.5	Válvula de Esvaziamento	36
3.6.6	Display de LCD	36

3.7	Software	37
3.7.1	Rotina de Inicialização	37
3.7.2	Mensagem Inicial	38
3.7.3	Incrementa Pressão	38
3.7.4	Ativa Bomba de Ar	39
3.7.5	Valor da Pressão, Abre e Fecha Válvula e Mostra Pressão	39
3.8	Análise Experimental	39
3.8.1	Capacidade de Inflagem e Manutenção da Pressão	40
3.8.2	Capacidade de Inflagem e Manutenção da Pressão sob Ação de uma Força Externa	40
3.8.3	Tempo de Esvaziamento	40
4	RESULTADOS	42
4.1	Montagem do Projeto	42
4.1.1	Torniquete	42
4.1.2	Circuito Elétrico	43
4.2	Calibração do Sensor de Pressão	45
4.3	Dimensões do Protótipo	45
4.4	Análise Experimental	46
4.4.1	Capacidade de Inflagem e Manutenção da Pressão	46
4.4.2	Capacidade de Inflagem e Manutenção da Pressão sob Ação de uma Força Externa	47
4.4.3	Tempo de Esvaziamento	49
5	CONCLUSÃO	50
	REFERÊNCIAS	52

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Aumento percentual da área da secção transversal e da força	14
Figura 2 – Faixa elástica empregada no treinamento de força com oclusão	16
Figura 3 – <i>Kaatsu Master</i>	17
Figura 4 – Hokanson E20 <i>Rapid Cuff Inflator</i>	17
Figura 5 – Diretrizes sobre as dimensões do manguito	24
Figura 6 – Válvula solenóide	26
Figura 7 – <i>Kaatsu Nano</i>	28
Figura 8 – Diagrama de blocos dos componentes	31
Figura 9 – Torniquete	32
Figura 10 – Bombas de membrana	35
Figura 11 – <i>Display LCD</i>	37
Figura 12 – Diagrama de estados	38
Figura 13 – Torniquete para oclusão vascular	42
Figura 14 – Esquemático do circuito elétrico: Arduino e LCD	43
Figura 15 – Esquemático do circuito elétrico: Sensor de Pressão e HX711	43
Figura 16 – Esquemático do circuito elétrico: Ponte H	44
Figura 17 – Conjunto bomba, válvula e sensor de pressão	44
Figura 18 – Hardware elétrico montado	45
Figura 19 – Regressão linear da curva de calibração do sensor de pressão	46
Figura 20 – Calibração do sensor de pressão	46
Figura 21 – Pressão interna do manguito	47
Figura 22 – Influência da força externa aplicada no manguito no tempo de inflagem	48
Figura 23 – Tempo de esvaziamento	49

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Dimensões do projeto	46
---	----

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A/D	<i>Analogic to Digital</i>
ACSM	<i>American College of Sports Medicine</i>
ADC	<i>Analogic to Digital Converter</i>
AHA	<i>American Heart Association</i>
EEFE-USP	Escola de Educação Física da Universidade de São Paulo
I ² C	<i>Inter-Integrated Circuit</i>
ICSP	<i>In-Circuit Serial Programming</i>
IHM	Interface Homem-Máquina
JARD	<i>Japanese Anthropometric Reference Data</i>
Kaatsu	Pressão Adicional
LCD	<i>Liquid Crystal Display</i>
LPO	Limiar da Pressão de Oclusão
NHANES	<i>National Health and Nutrition Examination Survey</i>
PVC	Policloreto de Vinila
PWM	<i>Pulse-Width Modulation</i>
RM	Repetição Máxima
TF	Treinamento de Força
TFAI	Treinamento de Força de Alta Intensidade
TFOV	Treinamento de Força com Restrição Parcial do Fluxo Sanguíneo ou Oclusão Vascular
TTL	<i>Transistor to Transistor Logic</i>
USB	<i>Universal Serial Bus</i>

1 INTRODUÇÃO

O treinamento de força é uma forma de atividade física que visa melhorar o condicionamento muscular por meio do exercício de um músculo ou grupo muscular contra forças externas resistivas. A prática de sessões regulares de treinamento de força melhora o condicionamento muscular, a densidade mineral óssea, previne a osteoporose, diminui o percentual de gordura corporal entre outros inúmeros benefícios ao sistema circulatório (ACSM, 2013). Outro grande benefício do treinamento de força é a redução na velocidade de perda de massa muscular que naturalmente ocorre com o envelhecimento, condição conhecida como sarcopenia (DOHERTY, 2003), (GARBER et al., 2011). De maneira geral, a prática recorrente de exercícios físicos resistidos atua como elemento profilático para incontáveis disfunções encontradas, com grande frequência, nas faixas etárias mais avançadas.

Na evolução do processo de envelhecimento ocorrem reduções no número de neurônios motores e no número de fibras musculares que limitam a massa muscular esquelética disponível, comprometem a capacidade de gerar força e possibilita o desenvolvimento de doenças crônico-degenerativas (VECHIN FELIPE CASSARO; UGRINOWITSCH, 2014). A prática de exercícios físicos resistidos pode minimizar e prevenir parte destes efeitos nocivos do envelhecimento sobre os músculos, melhorando a qualidade de vida da população.

O posicionamento do *American College of Sports Medicine* (ACSM) para a prática do treinamentos de força (TF), visando o aumento da massa muscular (i.e. Hipertrofia) e o incremento da força, sugere que exercícios resistidos sejam realizados em intensidade moderada ou elevada (>65% de 1 repetição máxima (RM)), com número de séries variando entre 1 e 3, cada qual composta por 8 a 12 repetições (ACSM, 2013). Para iniciantes no TF, em especial de idosos, a intensidade elevada, recomendada ACSM, apesar de estimular a hipertrofia, possui efeito contrário na adesão ao treinamento de força, principalmente nos casos de idosos com restrições osteo-articulares. Além da elevada intensidade, o aumento no número de séries ou de repetições após os estágios iniciais de treinamento é outro fator de entrave à adesão de idosos ao TF (VECHIN FELIPE CASSARO; UGRINOWITSCH, 2014).

Desta maneira, muitos pesquisadores têm se dedicado ao desenvolvimento e pesquisa de metodologias alternativas para o treinamento de força que considerem a redução na intensidade ou no volume. O objetivo é aumentar a adesão de idosos ao TF, possibilitando a redução do risco de lesões, de sobrecarga nas articulações e melhorias na massa muscular deste praticante. Um dos aspectos mais importantes considerados por estas metodologias é o estímulo promovido à musculatura exercitada. Para que sejam válidos, os métodos devem

ser capazes de estimular o desenvolvimento da massa muscular esquelética de maneira similar ao promovido pelo treinamento de força de alta intensidade, como apontado pela ACSM, além de garantir a segurança do praticante (PEARSON; HUSSAIN, 2015).

Nos últimos anos, inúmeros estudos foram conduzidos empregando métodos de treinamentos resistido de baixa intensidade, em torno de 20-30% de 1-RM, e comprovaram que aumentos na de força e na área da secção transversal muscular poderiam ser similares aos indicados pela ACSM, desde que fosse bloqueado parcialmente o retorno venoso sanguíneo durante sessões de treinamento de força. O método conhecido como treinamento com oclusão vascular, treinamento de força de baixa intensidade com restrição parcial do fluxo sanguíneo ou, simplesmente, *Kaatsu training* caracteriza-se pela oclusão parcial do retorno sanguíneo venoso por meio de equipamentos, tais como : torniquetes (SHINOHARA et al., 1998), faixas elásticas (LUEBBERS et al., 2014) e manguitos infláveis (TAKARADA et al., 2000),(TAKARADA; TAKAZAWA; ISHII, 2000),(LOENNEKE et al., 2014),(LOENNEKE et al., 2012),(LOENNEKE et al., 2013),(LOENNEKE et al., 2013),(HUNT; STODART; FERGUSON, 2016), (DANKEL et al., 2016),(LOENNEKE et al., 2012) aplicados na porção proximal dos membros exercitados (LAURENTINO et al., 2016).

O TFOV foi introduzido por Yoshiaki Sato, em meados dos anos 80 do século XX. As primeiras evidências sobre o funcionamento do método foram experimentadas pelo próprio Sato durante o período de recuperação de uma fratura de ambos tornozelos e do rompimento do ligamento colateral medial do joelho direito. Após sessões de auto-aplicação do método de oclusão vascular, a recuperação dos tornozelos e dos ligamentos se completou em um período muito mais curto do que o estimado pelos médicos. Ademais, Sato notou que o nível de atrofia muscular das pernas, comum após períodos de repouso pós-traumático, era bem menor do que o esperado (SATO, 2005).

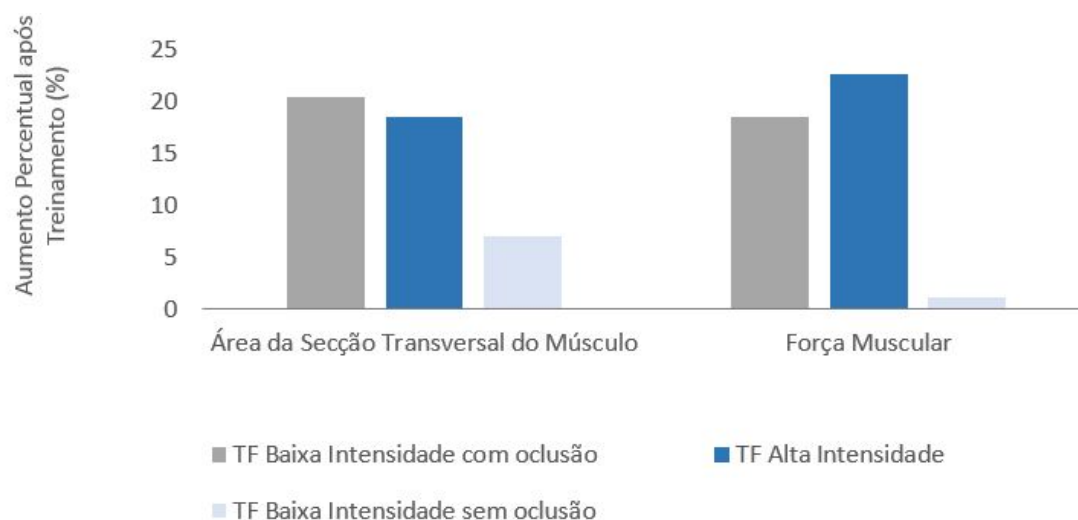
Para provocar a restrição do fluxo sanguíneo, torniquetes, manguitos infláveis ou elásticos podem ser utilizados. A pressão de oclusão do equipamento deve ser controlada entre 40% e 60% da pressão de oclusão total para que somente o fluxo de retorno venoso fique comprometido, provocando turbulência e redução na velocidade do fluxo sanguíneo na porção distal do membro. A restrição sanguínea produz um ambiente de hipoxia durante o exercício, acumulando metabólitos, aumentando a concentração de hormônios anabólicos, a sinalização neural, o inchaço intramuscular e o recrutamento de fibras musculares. Todos estes fatores estão relacionados direta ou indiretamente com o desenvolvimento da força e da hipertrofia muscular.

De fato, as adaptações musculares promovidas pelo treinamento de força com oclusão vascular podem beneficiar populações que possuam restrições quanto à prática do TF nos moldes sugeridos pela ACSM, tais como: idosos (TAKARADA; TAKAZAWA; ISHII, 2000), pacientes com doenças crônico-degenerativas (GUALANO et al., 2010) ou pacientes em reabilitação (TAKARADA et al., 2000) nos quais o quadro pós-operatório (SCOTT

et al., 2014) apresenta comprometimento da força ou da estabilidade das articulações. A oclusão vascular reduz a tensão aplicada em ligamentos e articulações durante sessões de TF, pois diminui a intensidade do exercício necessária para promover a hipertrofia. Comparado com o treinamento de força convencional, o TFOV diminui a incidência de lesões enquanto promove o incremento da força e da massa muscular esquelética (TAKARADA et al., 2000). Além disso, a oclusão vascular diminui o tempo de recuperação muscular necessário entre os exercícios, dado o reduzido estresse mecânico aplicado às fibras musculares, o que acarreta em um pequeno número de microlesões musculares. Deste modo, frequências mais altas e sessões mais curtas de treinamento podem ser realizadas, reduzindo-se o tempo dentro do ambiente de treino e, possivelmente, aumentando a adesão dos praticantes, visto que a duração dos treinos impacta diretamente na regularidade dos indivíduos nas sessões de treinamento (VECHIN FELIPE CASSARO; UGRINOWITSCH, 2014).

Em relação às adaptações hipertróficas e melhoria na força, Manini e Clark (MANINI; CLARK, 2009) analisaram os efeitos do treinamento de oclusão na adaptação muscular aplicando pressões de oclusão variando entre 30%-50% da pressão braquial sistólica em voluntários em reabilitação muscular. Foram realizados exercícios de extensão de joelho com cargas entre 20-30% da força máxima (1-RM). Os resultados indicaram um aumento de 20% na força e de 8% na área da secção transversal do músculo afetado quando comparados com o grupo controle. Takarada et al. (TAKARADA et al., 2000) submeteu idosos ao TFOV com cargas próximas a 50% da força máxima (1-RM) para o exercício dos flexores do cotovelo e concluiu que os ganhos de força e hipertrofia muscular foram similares entre o grupo que treinou com oclusão parcial e baixa intensidade e o grupo que treino apenas em alta intensidade (TFAI; 80% 1-RM).

Figura 1 – Aumento percentual da área da secção transversal e da força (TAKARADA et al., 2000)



Estes resultados indicam que o exercício resistido com oclusão vascular pode ser, de fato, uma alternativa para ganhos de força e hipertrofia similares aos promovidos pelo TFAI.

Por conta do baixo impacto mecânico e expressivo efeito hipertrófico, a combinação de exercícios físicos resistidos em baixa intensidade com a oclusão vascular pode ser particularmente útil para melhoria da qualidade de vida de uma população na qual os métodos tradicionais de treinamento resistido não são recomendados (TAKARADA et al., 2000),(TAKARADA; TAKAZAWA; ISHII, 2000),(TAKANO et al., 2005),(KUBOTA et al., 2008),(LOENNEKE et al., 2012),(LOENNEKE et al., 2013), (LAURENTINO et al., 2016),(KARABULUT et al., 2011),(YASUDA et al., 2005). Alguns autores indicam que o TFOV pode ser empregado na recuperação da força muscular de idosos (VECHIN FELIPE CASSARO; UGRINOWITSCH, 2014),(YASUDA et al., 2014), de pacientes recém operados ou com algum tipo de comprometimento da integridade musculotendinosa (TAKARADA; TAKAZAWA; ISHII, 2000),(LOENNEKE et al., 2012),(KUBOTA, 2011), e ainda, na hipertrofia de jovens atletas (LUEBBERS et al., 2014).

Além destes grupos, pacientes com condições neurológicas desfavoráveis que impossibilitam a total ativação muscular voluntária, como a paralisia cerebral, podem se beneficiar dos efeitos do treinamento com oclusão, uma vez esforço necessário para a contração muscular voluntária é menor do que no TFAI (TAKARADA et al., 2000).

Com o crescimento significativo das pesquisas sobre o TF com oclusão vascular nos últimos anos, criou-se um senso de urgência na padronização e controle das variáveis externas que definem o método.

Um dos tipos mais comuns de dispositivos empregados para a oclusão vascular durante o TFOV são os pneumáticos, tais como: *Kaatsu Master* (Kaatsu Master, Sato Sports Plaza Ltd, Japão)(US, 2003), Hokanson (Hokanson E20, Hokanson Inc.,EUA) ou esfigmomanômetros modificados. Estes dispositivos apesar de precisos na auferição da pressão de oclusão, em geral, são pouco empregados fora dos ambientes clínicos, seja pelo alto custo ou pela falta de praticidade (LUEBBERS et al., 2014). Em face destas limitações, alguns autores (LOENNEKE et al., 2010) passaram a empregar faixas elásticas, FIG.2, como mecanismo de oclusão vascular. Posicionadas ao redor da inserção proximal muscular, as faixas elásticas são simples, práticas e economicamente acessíveis, cerca de U\$ 25,00. No entanto, não permitem que seja determinado o nível de oclusão exato no membro exercitado. No lugar do manômetro, utilizado nos dispositivos pneumáticos como instrumento quantitativo de análise, uma escala perceptiva da pressão passa a ser empregada, variando, em geral, entre 0 e 10, na qual 10 representa o maior grau de incômodo ao usuário. Evidentemente, poucos estudos clínicos foram realizados até o momento explorando o uso de faixas elásticas no TFOV (LOENNEKE et al., 2011;

[LOENNEKE et al., 2012](#)), visto que a capacidade de replicar o valor da pressão utilizada entre sessões de treinamento torna-se bastante questionável.

Além das dificuldades de medição, a aplicação de faixas para oclusão vascular sem qualquer controle pode causar efeitos danosos, tais como : hemorragias abaixo da pele, tonturas e dormências, caso o equipamento não seja utilizado adequadamente.



Figura 2 – Faixa elástica empregada no treinamento de força com oclusão ([BANDS, 2017](#))

A grande maioria os estudos emprega esfigmomanômetros no controle da pressão de oclusão no TFOV. Apesar da maior precisão destes aparelhos no controle da pressão, realizar exercícios físicos portando esfigmomanômetros é bastante incômodo para o praticante, uma vez que manguito e pêra ficam conectados à braçadeira, limitando a área de movimento dos membros exercitados.

A inviabilidade da maior parte dos equipamentos direcionados à oclusão, levou Sato a desenvolver um dispositivo portátil específico para o treinamento com oclusão, o Kaatsu Master, FIG.3. O equipamento possui inflagem eletrônica controlada por um dispositivo externo, no qual é possível configurar diferentes pressões e ciclos. O produto ainda não é diretamente comercializado em muitos países do mundo, como o Brasil, mas pode ser encomendado por cerca de U\$ 4800,00.

O Hokanson E20 *Rapid Cuff Inflator* (E20 Rapid Cuff Inflator, D.E.Hokanson., EUA), FIG.4, é outro dispositivo pneumático usado para o desenvolvimento de pesquisas sobre exercício físico com oclusão vascular. Capaz de inflar em 0,3 segundos e manter a pressão por tempo indefinido, o E20 fornece condições essenciais para experimentos envolvendo variações no fluxo sanguíneo. Associado ao E20, um sistema de compressão de ar, AG101 (AG101, D.E.Hokanson.,EUA), acompanha o equipamento e permite a inflagem rápida dos manguitos. Assim como o *Kaatsu Master*, o conjunto não é vendido diretamente



Figura 3 – *Kaatsu Master* (Kaatsu Training, 2017a)

no Brasil, mas pode ser encomendado por cerca de U\$ 4200,00. No entanto, as dimensões do E20 e do AG101 inviabilizam sua portabilidade.



Figura 4 – *Hokanson E20 Rapid Cuff Inflator* (E20 Rapid Cuff Inflator, D.E.Hokanson., EUA) (HOKANSON, 2017)

A ausência no mercado nacional de um produto que possa atender à demanda de pesquisadores e orientadores físicos que buscam estudar e aplicar os benefícios do TFOV levou ao desenvolvimento deste trabalho. O objetivo é construir um dispositivo eletro-mecânico portátil que seja empregado na controle da pressão de oclusão durante sessões de treinamento de força. O dispositivo deverá ser construído de maneira a suprir os requisitos técnicos exigidos para aplicação adequada do método de oclusão vascular e ser competitivo com os equipamentos utilizados neste tipo de treinamento.

Junto à profissionais da área de educação física, buscamos que o dispositivo seja empregado, no futuro, para estudos sobre a hipertrofia muscular no treinamento com oclusão em populações idosas e no estudo da recuperação e reabilitação de pacientes por meio da restrição parcial de fluxo sanguíneo (PEARSON; HUSSAIN, 2015), (VECHIN FELIPE CASSARO; UGRINOWITSCH, 2014).

1.1 Motivações

As motivações que conduziram o desenvolvimento deste trabalho podem ser divididas em duas áreas específicas: científica e econômica.

No campo das ciências, o dispositivo proposto proporcionará uma ferramenta confiável e prática para o estudo e análise do treinamento com oclusão, permitindo que a investigação sobre o método possa ser realizada de maneira simples e sem qualquer comprometimento dos dados coletados. Se por um lado, teremos estudos científicos mais confiáveis, no campo médico-desportivo pode-se afirmar que o projeto abre caminho para o desenvolvimento de um produto voltado para atender o mercado de orientadores físicos e praticantes de treinamento de força. Parte do público-alvo anseia por aplicar métodos avançados de treinamento e por inviabilidade prática e ausência de produtos específicos no mercado, não os realizam.

Desta maneira, delineamos as principais motivações do projeto, mas ressalvamos que as possibilidades do uso de aparelhos automáticos para oclusão vascular vão muito além das duas categorias assinaladas aqui. Existe uma infinidade de aplicações, tanto em academias, centros de reabilitação e ambientes médico-hospitalares nos quais o dispositivo pode ser amplamente empregado.

Por fim, e não menos importante, é necessário ressaltar que o *Kaatsu*, método criado por Yoshiaki Sato, foi patenteado no Japão como grande invenção tecnológica utilizando as leis da natureza e de grande impacto na saúde pública. A capacidade do método de treinamento com oclusão em auxiliar na reabilitação de pacientes com lesões motoras e na prevenção de incapacidades físicas em idosos ([VECHIN FELIPE CASSARO; UGRINOWITSCH, 2014](#)) é de grande interesse tanto para acadêmicos quanto para governos. A desoneração do sistema de saúde pode ser diretamente impactada por tratamentos profiláticos, principalmente, em populações de maioria idosa ([CADORE; BRENTANO; KRUEL, 2005](#)).

1.2 Objetivos

Construir um dispositivo eletro-mecânico portátil para ser empregado na restrição do fluxo sanguíneo durante sessões de treinamento de força. O dispositivo deverá ser construído de maneira a suprir os requisitos técnicos exigidos para aplicação adequada da restrição de fluxo sanguíneo e ser competitivo com os tradicionais equipamentos utilizados neste tipo de treinamento.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Treinamento de Força sem Oclusão Vascular

Recomendado pela *American College of Sports Medicine* (ACSM), o Treinamento de Força Resistido (TF) é uma das atividades físicas mais indicadas para combater a perda de massa muscular tão comumente diagnosticada entre a população idosa. A perda de massa muscular com o envelhecimento é uma condição natural do ser humano que potencializa o desenvolvimento de inúmeros outros problemas físicos, tais como : osteoporose, doenças cardíacas, além da elevação da pressão e do colesterol. Como são doenças correlatas, a prática frequente de TF pode melhorar consideravelmente a condição física e a qualidade de vida dos praticantes ([ACSM, 2013](#)).

Diante de tais melhorias, é importante conhecermos as metodologias e equipamentos que permitem as modificações físico-musculares promovidas pelo TF, explorando as variáveis e alternativas para melhor aproveitamento dos benefícios induzidos pelo exercício físico resistido.

2.1.1 Diretrizes Gerais

Diversos tipos de equipamentos, tais como: pesos livres, máquinas guiadas, resistências pneumáticas ou ainda faixas elásticas, podem ser empregados no treinamento resistido para efetivamente melhorar a condição muscular.

Os programas de treinamento de força exploram os diferentes equipamentos priorizando a combinação de ações musculares excêntricas (alongamento) e concêntricas (encurtamento) que recrutem múltiplos grupos musculares, incluindo grandes grupamentos musculares tais como: peitorais, ombros, costas e pernas. Exercícios uniarticulares e a combinação de exercícios que recrutem grupos musculares opostos, agonistas e antagonistas, também são recomendados para evitar desbalanços de força ([GARBER et al., 2011](#)).

Grande parte dos indivíduos adultos saudáveis apresenta ganhos efetivos de força e hipertrofia para sessões de treinamento que envolvam de 2 a 4 séries de exercícios para cada grupo muscular com cargas acima de 50% de 1-RM. Ganhos robustos, tanto de força quanto de hipertrofia, podem ser atingidos por meio de sessões de treinamento de força empregando a mesma quantidade de exercícios mas com resistências equivalentes a 60%-80% da força máxima (1-RM) individual. Nestes casos, o valor da carga efetiva para cada repetição pode variar de 60% a 70% para iniciantes, até cargas superiores a 80% de 1-RM para praticantes experientes. O valor escolhido da resistência deve, no entanto,

permitir que o praticante execute de 8 a 12 repetições induzindo à fadiga muscular, mas assegurando que o músculo não entre em exaustão (GARBER *et al.*, 2011).

A frequência semanal indicada para a prática de TF é de 3 a 4 vezes por semana. Um período de recuperação muscular de 48 a 72 horas é necessário para promover a adaptação molecular que estimula a hipertrofia e os ganhos de força (GARBER *et al.*, 2011).

2.1.2 Casos Específicos

Recentemente estudos relacionados a idosos começaram a apontar uma correlação positiva entre a diminuição da força e da potência muscular e o aumento no risco de quedas acidentais resultantes em fraturas (GARBER *et al.*, 2011). Uma solução a este problema pode ser a prática do TF direcionada para o desenvolvimento da força muscular em idosos, como sugerido pela ACSM (ACSM, 2013).

Para pacientes idosos ou em condições de fragilidade é recomendado que os regimes de treinamento de força empreguem, inicialmente, resistências equivalentes a 40%-50% de 1-RM com maior número de repetições por série, cerca de 10 a 20 repetições. Após o período inicial de adaptação, recomenda-se que mesmo os praticantes mais fragilizados sigam os protocolos convencionais de treinamento para ganhos de força e hipertrofia.

2.2 Treinamento de Força com Oclusão Vascular

2.2.1 Definição da Pressão de Oclusão Total

A pressão de oclusão total é definida como a pressão mínima que interrompe a passagem de sangue ou pulso auscultatório arterial.

A determinação da pressão de oclusão vascular total deve ser feita por um profissional capacitado e anterior à realização da sessão de treinamento de força com oclusão. Os procedimentos foram descritos no estudo de Laurentino *et al.* (LAURENTINO *et al.*, 2008), emprega-se uma cinta pneumática com 5 cm de largura, posicionada na porção proximal do membro e conectada a um sistema de medição da pressão arterial que monitora a pressão restritiva ou oclusiva. Adicionalmente, o pulso auscultatório da artéria mais próxima à inserção muscular é registrado através de um *doppler* vascular. O praticante permanece deitado com a cinta pneumática inflada até o ponto em que o pulso auscultatório da artéria é interrompido. Neste ponto, a pressão indicada pelo sistema de medição corresponderá à pressão oclusiva total.

2.2.2 Diretrizes Gerais

Para as sessões de treinamento com oclusão vascular parcial, em geral, é adotado uma pressão de oclusão inicial equivalente a 50% da pressão de oclusão total. Trata-se de uma porcentagem segura e utilizada previamente em diversos estudos, inclusive com idosos (VECHIN FELIPE CASSARO; UGRINOWITSCH, 2014), (LIBARDI *et al.*, 2017). O tempo sob oclusão vascular em cada treino varia entre 6 e 15 minutos como proposto por Vechin *et al.* (VECHIN FELIPE CASSARO; UGRINOWITSCH, 2014). As cargas utilizadas devem ser menores ou iguais a 50% de 1-RM (PEARSON; HUSSAIN, 2015), (TAKARADA *et al.*, 2000), (LOENNEKE *et al.*, 2014) mas maiores que 20% de 1-RM (KARABULUT *et al.*, 2006), uma vez que cargas menores do que estas não promovem ganhos significativos de massa e força muscular.

No caso de pacientes recém operados, o método de oclusão vascular pode ser utilizado sem qualquer carregamento. A restrição do fluxo sanguíneo deve ser aplicada por cinco minutos durante três vezes ao dia, por quatorze dias, podendo melhorar a força e diminuir consideravelmente a perda de volume muscular (KUBOTA, 2011).

2.2.3 TF e TFOV: Análise Comparativa

Os músculos esqueléticos possuem a capacidade de se adaptar a diferentes tipos de estímulos, sejam estes mecânicos ou metabólicos. A característica dos estímulos provocados ao tecido muscular varia entre os diferentes tipos de exercícios físicos, sendo os de alta intensidade usualmente indicados para promover ganhos de força e aumentos na área da secção transversal do músculo (FAHS *et al.*, 2015). Enquanto exercícios de baixa intensidade são mais indicados para ganhos de resistência ao estresse oxidativo do músculo sem, no entanto, promover grandes alterações no volume muscular.

Neste sentido, explorar variáveis e alternativas de treinamento, tais como a oclusão vascular, para melhor aproveitar os benefícios induzidos pelas diferentes metodologias de TF tem sido o escopo de inúmeras pesquisas que se propõem a estudar os efeitos fisiológicos do exercício físico resistido. Takarada *et al.* (TAKARADA *et al.*, 2000) conduziu um dos primeiros experimentos para determinar a eficiência do TFOV quando considerados volume muscular e ganhos de força. O estudo analisou as alterações na secção transversal dos flexores de cotovelo e bíceps induzidas pelo treinamento de força em vinte e quatro mulheres saudáveis, pós-menopausa, com idade entre 47 e 67 anos de idade.

Como resultado, tanto o protocolo de baixa intensidade com oclusão vascular quanto o de alta intensidade, sem oclusão vascular, provocaram melhorias na área da secção transversal muscular. A efetividade do treinamento de baixa intensidade com oclusão contrariou o princípio até então aceito para programas de treinamento resistido. As indicações tradicionais determinavam que intensidades de treinamento menores do que

65% de 1-RM não seriam efetivas para ganhos de massa muscular e de força, dado o baixo estresse mecânico ao qual o músculo é submetido (DAVIES, 1984), (ACSM, 2013).

O significativo aumento da força e da área da secção transversal auferidos após sessões de treinamento com oclusão foram atribuídos, em parte, ao maior recrutamento de fibras musculares que o método promove quando comparado ao mesmo regime de treinamento de baixa intensidade, porém sem a oclusão vascular.

Quando comparados, os ganhos de força e de área da secção transversal do músculo, o grupo treinado em regime de alta intensidade apresentou, em geral, resultados mais expressivos. Para ganhos de força, os percentuais de aumento foram : $18,4 \pm 1,5 \%$, $1,04 \pm 1,2 \%$ e $22,6 \pm 2\%$ para TFOV em baixa intensidade, TF em baixa intensidade e TF em alta intensidade, respectivamente. Para o grupo treinado com baixa intensidade em regime de oclusão, a área da secção transversal muscular do bíceps apresentou um aumento de 20,3%, enquanto os músculos flexores do cotovelo apresentaram um aumento da área da secção transversal de 17,8%. Já para o TF em baixa intensidade sem oclusão, verificou-se aumento de 6,9% e 3,8% na área da secção transversal do bíceps e dos flexores de cotovelo, respectivamente. Por fim, para o regime de TF em alta intensidade foram verificados aumentos de 18,4% e 11,8 % na área da secção transversal do bíceps e dos flexores de cotovelo, respectivamente. Em resumo, embora o TFAI tenha apresentado resultados mais expressivos, estatisticamente, os ganhos na área da secção transversal dos músculos tanto no TFOV quanto no TFAI não apresentaram diferença.

2.3 Dispositivo de Oclusão

O estudo conduzido por Takarada *et al.* (TAKARADA *et al.*, 2000) foi uma dos pioneiros na área de TF com oclusão vascular. A partir dos anos 2000, houve um aumento expressivo no número de trabalhos relacionados à oclusão vascular (SLYSZ; STULTZ; BURR, 2016). No entanto, por conta da abrangência dos equipamentos empregados na aplicação do TFOV, os estudos ainda apresentam grandes divergências na metodologia e na aplicação do método. Os diferentes equipamentos utilizados na literatura para oclusão interferem tanto na medição da pressão de oclusão, quanto nos efeitos produzidos pelo método, dificultando a padronização do TFOV (BUCKNER *et al.*, 2016) e a comparação direta entre os estudos. Dentre as muitas variáveis relatadas que podem impactar nos efeitos do treinamento com oclusão e que frequentemente são pontos de divergência entre os estudos, a largura (LAURENTINO *et al.*, 2016), o material do manguito (BUCKNER *et al.*, 2016) e a pressão inicial são, recorrentemente, citadas como os mais significativos.

2.3.1 Manguito

2.3.1.1 Largura do Manguito

A largura do manguito é um dos principais fatores de atenção dos estudos realizados na área de TF com oclusão vascular. Um mesmo valor de pressão aplicado em manguitos de larguras diferentes pode levar o praticante tanto à oclusão parcial quanto à oclusão vascular total, comprometendo sua segurança.

Loenneke *et al.* ilustrou o problema da largura do manguito por meio do estudo *Blood flow restriction pressure recommendations: a tale of two cuffs* (LOENNEKE *et al.*, 2013). No conjunto de dados, quase a metade dos 116 participantes que utilizaram manguitos de 135 mm de largura estavam em condição de oclusão vascular total. Enquanto, apenas 1 dos 83 participantes que utilizaram manguitos de 50 mm estariam em oclusão total. Um dos principais pontos sinalizados pelo autor é o fato de que durante o treinamento com oclusão a pressão de inflagem deve ser adequada à largura do manguito, a fim de evitar o bloqueio sanguíneo completo.

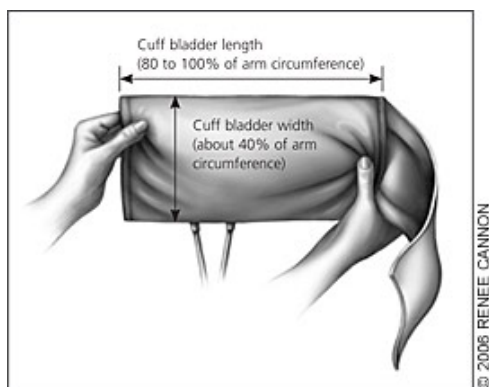
A largura do manguito utilizado no TFOV deve ser um fator de atenção, dado risco que o praticante se submete caso o manguito esteja mal dimensionado. No entanto, estatisticamente, a largura do manguito não influencia nos ganhos na área de secção transversal do músculo (LAURENTINO *et al.*, 2016), (KACIN; STRAZAR, 2011), (ELLEFSEN *et al.*, 2015). Apesar das ligeiras diferenças, os resultados foram similares e nenhuma diferença significativa foi observada entre os grupos utilizando manguitos de largura maior ou menor.

O treinamento com oclusão vascular empregando manguitos mais finos ou mais largos para membros superiores pode promover ganhos similares para área da secção transversal do músculo e para a força, desde que a pressão de oclusão total tenha sido calculada individualmente e leve em conta os efeitos da largura do manguito sobre a pressão inicial de oclusão.

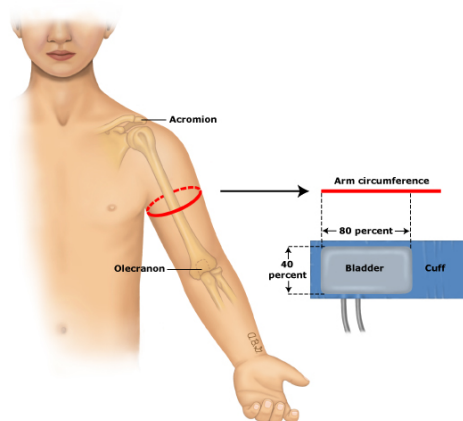
Como demonstrado na literatura, a medição da pressão de oclusão correta durante o exercício físico é um fator primordial na segurança do método (LOENNEKE *et al.*, 2013). Para este trabalho, foram utilizadas as diretrizes do *American Heart Association* (AHA) para definir a largura e o comprimento do manguito. Segundo o AHA, a largura do manguito deve ser suficiente para circundar cerca de 40% da circunferência do braço de modo a garantir a medição correta da pressão arterial, FIG.5a. O comprimento deve circundar pelo menos 80% da circunferência do braço, FIG.5a (VEIGA, 2009).

2.3.1.2 Comprimento do Manguito

Para o comprimento da câmara de ar ou manguito também foram seguidas as diretrizes do AHA (VEIGA, 2009). A recomendação é de que o comprimento do manguito circunde pelo menos 80% da circunferência do braço, FIG.5b.



(a) Diretrizes sobre o comprimento e largura do manguito - *American Heart Association (AHA)* (MITSNEFES, 2006)



(b) Posicionamento do manguito no braço (MARNEY, 1997)

Figura 5 – Diretrizes sobre as dimensões do manguito

2.3.1.3 Material do manguito

Entre os manguitos utilizados nos estudos com oclusão, além de diferentes larguras, dois tipos de materiais são prevaletentes: materiais elásticos e *Nylon*. Os manguitos mais finos utilizam materiais elásticos, enquanto manguitos mais largos, geralmente, utilizam o *Nylon* como principal elemento no seu tecido. Essa diferença de material gera pressões antes da insuflagem (LOENNEKE et al., 2013; KARABULUT et al., 2011). Na literatura relacionada, as marcas mais comumente citadas para insufladores, Hokanson (E20 *Rapid Cuff Inflation System*, D.E. Hokanson, EUA) e Kaatsu Master (Kaatsu Master, Sato Sports Plaza Ltd, Japão), utilizam, respectivamente, manguitos de *Nylon* com 50 mm de largura e manguitos elástico com 30 mm de largura.

Loenneke (LOENNEKE et al., 2013) aponta que a diferença na pressão inicial aplicada poderia levar a condições de sub ou sobre pressão de oclusão no membro onde o manguito é posicionado. Em estudos relacionados, Buckener e Loenneke (BUCKNER et al., 2016) relataram que embora a pressão de oclusão inicial fosse divergente, nem a percepção de fadiga nem o número de repetições de cada participante foi impactado pelo material do manguito.

A única variável com diferença expressiva entre os dois grupos foi o nível de desconforto relatado. Ao final de cada série, participantes utilizando manguitos elásticos relataram maior desconforto do que quando utilizaram manguitos de *Nylon*. Segundo o estudo, o material e a pressão inicial mais altas no manguito elástico podem ser algumas das possíveis explicações para tal diferença.

Em conclusão, os autores sugerem que sessões de treinamento que apliquem o método de oclusão vascular resultam em estímulos similares, independentemente, do material do

manguito, desde que a pressão inicial e pressão de oclusão sejam individualizadas para cada tipo de manguito, cada largura e para cada praticante (LAURENTINO et al., 2016; LOENNEKE et al., 2013).

Apesar de relevante, a variação da pressão inicial de acordo com o material e a largura do manguito nem sempre são relatadas ou analisadas nos estudos relacionados ao TFOV. Dentro da literatura, apenas estudos empregando os equipamentos *Kaatsu Master* ou *Kaatsu Mini* (Kaatsu Master, Sato Sports Plaza, Japão) parecem considerar a pressão inicial. Como os equipamentos da marca possuem larguras diferentes, a pressão inicial na versão *Mini* tende a ser metade do valor utilizado nos estudos empregando as versões *Master* (LOENNEKE et al., 2013).

Para este trabalho, o material e a largura do dispositivo de oclusão projetado foram baseados no equipamento *Kaatsu Master*. Do mesmo modo, a válvula de pressão, o sensor e o conceito de portabilidade que serão apresentados nos tópicos seguintes também foram baseados em equipamentos da marca *Kaatsu*.

2.3.2 Válvula de Esvaziamento

Os estudos supracitados apresentam alguns dos maiores problemas na padronização do método de oclusão vascular. A partir destes resultados, pode-se inferir que a capacidade de compensar as diferenças iniciais de pressão causada pelos diferentes materiais e dimensões do manguito e de controlar ativamente a pressão de oclusão é uma das habilidades mais requisitada nestes equipamentos, visando a padronização da metodologia. Os manguitos empregados no TFOV devem ser inflados até pressões altas o bastante para restringir parcialmente o fluxo sanguíneo, mas não tão altas para que o membro entre em estado de isquemia (LAURENTINO et al., 2016).

Até o momento, os equipamentos da marca *Kaatsu* são um dos únicos manguitos comerciais equipados com válvulas de controle da pressão. As válvulas permitem o ajuste em tempo real da pressão interna da câmara de ar do manguito de acordo com a pressão de oclusão inicial determinada. A pressão interna, medida pelo sensor, serve como dado de entrada para um sistema de controle em malha fechada com realimentação negativa permitindo o constante monitoramento e ajuste da pressão de oclusão (KARABULUT et al., 2006).

Para este projeto, o uso de válvulas de esvaziamento foi considerado essencial, tendo em vista, o desenvolvimento de um controle da pressão em malha fechada. Além de sua funcionalidade com atuador no controle da pressão, a válvula também evita vazamentos de ar durante a inflagem do manguito pelo pressurizador.

As válvulas encontradas em equipamento eletrônicos para auferição automática da pressão são, em geral, do tipo solenóide. Estas válvulas são capazes de suportar altas

pressões, apesar do tamanho reduzido. O acionamento rápido por meio de um sinal elétrico permite o desinflar rápido da câmara de ar e o controle preciso da pressão interna do manguito.

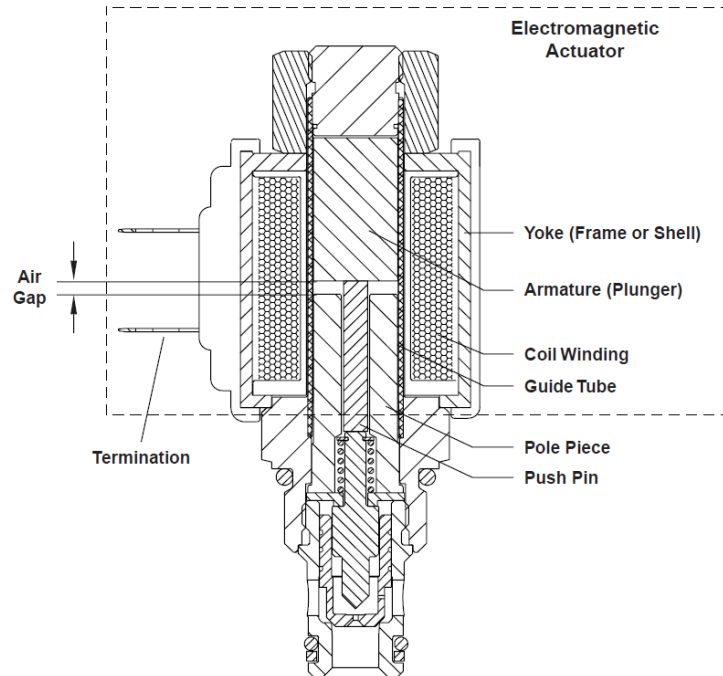


Figura 6 – Válvula solenóide (HYDRAULICS, 2014)

Uma válvula solenóide é composta por três unidades básicas, FIG.6:

- Espiras
- *Yoke*
- Armadura
 - Pólo
 - Êmbolo

Espiras

O conjunto de espiras enroladas ao redor da armadura e do pólo formam o solenóide, o principal componente da válvula. Um campo eletromagnético é gerado no solenóide quando uma corrente elétrica circula entre seus terminais. As espiras são, em geral, feitas de cobre, um excelente condutor de eletricidade (HYDRAULICS, 2014).

Yoke

O *Yoke* refere-se à parte externa que envolve as espiras, evitando que o campo magnético se disperse no espaço. Construídos de material ferromagnético, o *yoke* permite que o fluxo gerado pelo solenóide percorra seu interior concentrando as linhas do campo magnético (HYDRAULICS, 2014).

Armadura

A armadura da válvula é constituída de duas partes: o pólo e o êmbolo. O pólo é composto de material ferromagnético e fixado diretamente na armadura da válvula, enquanto o êmbolo, também composto de material ferromagnético, pode mover-se livremente no interior da válvula. Quando as espiras são energizadas, o campo magnético gera polaridade momentânea no pólo e polaridade inversa no êmbolo que é atraído pelo pólo e abre um pequeno orifício por onde o fluxo de ar passa liberando o ar no interior do manguito (HYDRAULICS, 2014).

A força de atração varia de acordo com a geometria do êmbolo e do pólo e é inversamente proporcional à distância que separa os dois elementos da armadura.

2.3.3 Sensor de Pressão

As pressões de oclusão às quais a câmara de ar é submetida antes do início do treinamento com oclusão variam entre 110 mmHg a 200 mmHg (PEARSON; HUSSAIN, 2015). Os sensores de pressão utilizados em equipamentos eletrônicos para TFOV, como o *Kaatsu Master*, são capazes de medir pressões de até 300 mmHg para que sejam comparáveis com a leitura dos tradicionais esfigmomanômetros. A resolução destes sensores é, em geral, suficiente para indicar variações mínimas de 2 mmHg.

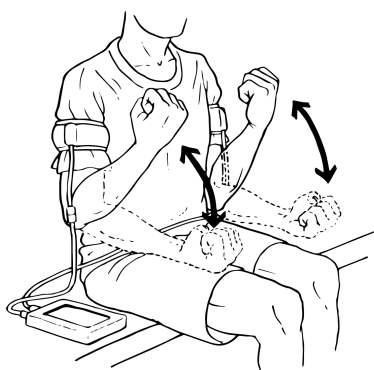
2.3.4 Portabilidade

Uma das grandes vantagens dos equipamentos desenvolvidos por Y. Sato, frente aos outros equipamentos direcionados à oclusão vascular, é a capacidade de associar precisão, velocidade e manutenção da pressão de oclusão em um equipamento portátil. Com 1.134 gramas, o *Kaatsu Master* pode ser transportado individualmente mas exige a presença de um acompanhante durante a sessão de treino. Por outro lado, pode ser empregado tanto em ambiente laboratorial quanto dentro de academias, sendo facilmente transportado. A

versão individual do *Kaatsu Master*, o *Kaatsu Nano* (Kaatsu Nano, Sato Sports Plaza Ltd, Japão), possui apenas 263 gramas e é utilizado sem a necessidade de um acompanhante, permanecendo conectado ao manguito e próximo do usuário durante toda sessão de treinamento.

Além do peso, o *Kaatsu Nano* apresenta dimensões inferiores à 255 mm de comprimento e 130 mm de largura (Kaatsu Training, 2017b) o que favorece o transporte individual do equipamento, como pode ser visto nas Figuras 7a e 7b.

A portabilidade para dispositivos direcionados à oclusão vascular no treinamento de força pode ser definida como a característica física que permite o transporte do equipamento sem o auxílio de um acompanhante durante a sessão de treino. As variáveis que definem a portabilidade são peso e dimensões do equipamento.



(a) Flexão de cotovelo com Kaatsu Nano
(Kaatsu Training, 2015a)



(b) Kaatsu Nano (Kaatsu Nano, Sato Sports Plaza Ltd, Japão) (Kaatsu Training, 2015b)

Figura 7 – *Kaatsu Nano*

Empregaremos o termo portabilidade tendo em vista as dimensões e o peso do equipamento *Kaatsu Nano*. Um dispositivo portátil deve necessariamente possuir peso igual ou inferior a 263 gramas e dimensões não superiores à 255 mm de comprimento e 130 mm de largura. Além disso, o usuário deve ser capaz de utilizar o dispositivo sem o auxílio de um acompanhante durante a sessão de treinamento.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Na fase inicial do projeto é prevista a construção do dispositivo com os seguintes componentes: um torniquete com dupla camada de tecido; um manguito em material polimérico alocado entre as paredes internas do torniquete; um hardware de controle externo da pressão; um motor de bombeamento de ar para inflagem do manguito; uma válvula de controle de pressão e um *display* LCD onde serão apresentadas as informações e configurações de pressão impostas ao manguito e, conseqüentemente, ao torniquete que envolve o membro exercitado.

3.1 Especificações e Funcionamento

Para a construção do dispositivo, dividimos o projeto em cinco partes principais: o torniquete, o sistema de controle, o sensor de pressão, os atuadores e a interface homem-máquina (IHM).

O torniquete é composto por uma câmara de ar de material polimérico, também chamado de manguito, envolvido em uma braçadeira de *Nylon* protetora. O torniquete possui um dispositivo de fechamento por fixação em sistema do tipo gancho e argola ("Velcro") disposto nas suas extremidades e é aplicado diretamente sobre o membro exercitado durante o TFOV. A câmara é conectada por tubos, também de material polimérico, à bomba de ar e à válvula de esvaziamento, os atuadores. Tanto a bomba quanto a válvula são controladas por um microcontrolador que decide, baseado na lógica de controle programada e no valor da pressão interna do manguito, se a válvula deve ser fechada, aumentando a pressão interna, ou se a válvula deve ser aberta, liberando o ar no interior da câmara.

A pressão interna do manguito é monitorada constantemente por meio de um sensor que envia para o microcontrolador, na forma de variação de tensão, os valores de pressão registrados no interior do manguito. Microcontrolador, bomba, válvula e *display* LCD são alimentados por baterias acopladas ao circuito.

Antes da utilização do equipamento, o usuário deverá informar ao sistema, através da interface do dispositivo, o valor de pressão de oclusão individual, medido conforme as diretrizes descritas no estudo de Laurentino *et al.* (LAURENTINO *et al.*, 2008). O parâmetro é utilizado como referência pelo dispositivo para o controle da pressão de oclusão durante o treinamento. O sistema promove a inflagem da câmara de ar até que a pressão interna seja igual à pressão inicial de oclusão definida pelo usuário.

Durante toda a execução do programa de oclusão, o *display* LCD fica ativo mos-

trando ao usuário a pressão interna do manguito registrada pelo sensor. Caso a pressão interna seja mais baixa do que a pressão de oclusão inicial, a válvula é fechada. Caso a pressão interna seja mais alta do que a pressão de oclusão inicial, a válvula de esvaziamento é acionada e aberta.

3.2 Principais Características

- Destinado exclusivamente para uso nos membros superiores;
- Pressão máxima de inflagem: 300 mmHg;
- Alimentação: 9V;
- Fornece informações visuais sobre os valores de pressão no interior do manguito;
- Controle da pressão de oclusão aplicada nos membros exercitados;
- Braçadeira ergonômica, fácil de usar e ajustável; e
- Portátil

3.3 Requisitos

A fim de atender as características recomendadas pela *American Heart Association* (AHA), definidas no Capítulo 2, o seguinte requisito foi imposto ao projeto:

- Câmara de ar com comprimento superior à 80% da circunferência do braço do usuário;e

Outros requisitos, visando o conforto do usuário e o desempenho do dispositivo, foram adicionados ao projeto tendo como base o trabalho de campo realizado junto à profissionais¹ da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo (EEFE-USP):

- Câmara de ar com largura inferior à 100 mm;
- Capacidade de manutenção da pressão interna da câmara de ar dentro de um limite superior de 110% da pressão de oclusão inicial e de um limite inferior de 90% da pressão de oclusão inicial durante todo o programa de treinamento; e
- Tempo total de esvaziamento do manguito a 300 mmHg inferior a 7 segundos;

¹ Gilberto Cândido Laurentino

3.4 Arquitetura do Projeto

O projeto do dispositivo proposto neste trabalho foi dividido em :

- Hardware
 - Mecânico
 - * Câmara de Ar e Braçadeira
 - Elétrico
 - * Microcontrolador
 - * Sensor de Pressão
 - * Amplificador de Sinal
 - * Bomba de Ar
 - * Válvula de Esvaziamento
 - * *Display* LCD
- Software

O diagrama de blocos apresentado na Figura 8 ilustra as interações entre os componentes:

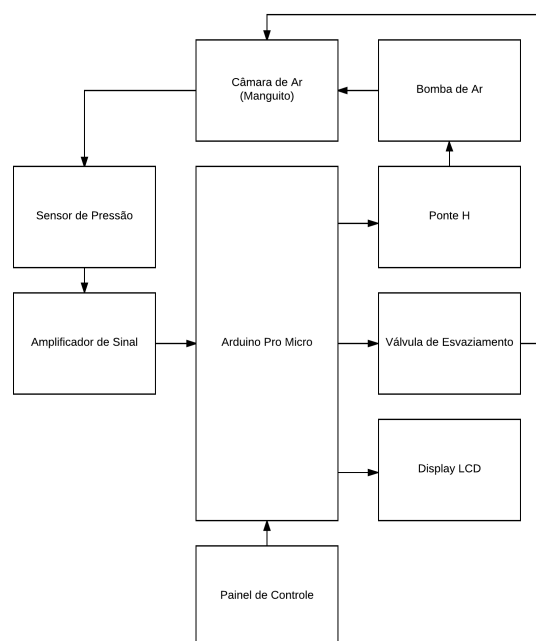


Figura 8 – Diagrama de blocos dos componentes (Fonte: Autor)

3.5 Hardware Mecânico

3.5.1 Câmara de Ar e Braçadeira

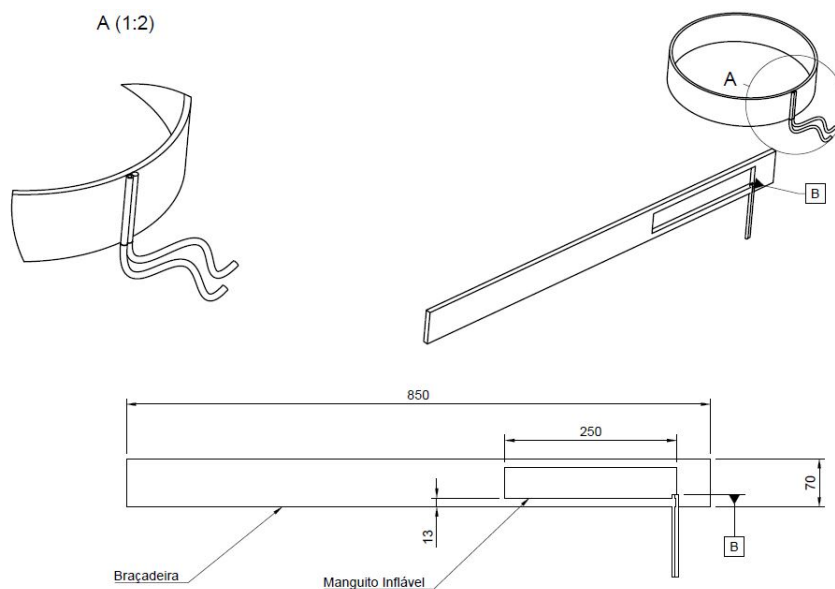


Figura 9 – Torniquete: Braçadeira e Manguito inflável (Fonte: Autor)

O conjunto, câmara de ar e a braçadeira, também chamado de torniquete, garante que a pressão da câmara de ar seja aplicada de maneira regular ao redor do membro exercitado, controlando a pressão de oclusão e consequentemente o fluxo sanguíneo no membro.

A braçadeira permite a fixação do dispositivo ao membro superior, tornando a prática do exercício físico com o equipamento mais simples e confortável.

Além do conforto, a escolha do material e da largura do manguito podem influenciar diretamente nos valores da pressão inicial, como foi analisado por Loenneke *et al* (LOENNEKE *et al.*, 2013). No presente trabalho, foi decidido empregar um manguito com as seguintes características:

1. Câmara de ar ou Manguito: 250 mm de comprimento e 70 mm de largura;
2. Material da câmara de ar: PVC
3. Material da braçadeira: *Nylon*

A escolha por manguitos de *Nylon* foi devido ao baixo custo do material, grande disponibilidade deste tipo de braçadeira no mercado de instrumentação médica e, principalmente, pela frequência com que o material é empregado na literatura referência.

O comprimento da câmara de ar foi definido segundo as diretrizes do *American Heart Association* (AHA) (VEIGA, 2009). Segundo a *National Health and Nutrition*

Examination Survey (NHANES)(PREEDY, 2012) os valores médios de circunferência do braço em idosos norte-americanos do sexo masculino, com idade acima de 60 anos e inferior à 74 anos é de 306,9 mm. Os dados apresentados pela *Japanese Anthropometric Reference Data* (JARD)(PREEDY, 2012) apontam, no entanto, valores mais baixos de circunferência média, cerca de 273 mm para idosos do sexo masculino com idade entre 65 e 69 anos.

Diante da ampla gama de valores possíveis, foi determinado um valor intermediário de 250 mm para o mínimo comprimento necessário para o manguito do dispositivo projetado, uma câmara de ar com 250 mm ainda é adequada para braços com até 312,5 mm de circunferência.

A largura do manguito foi definida segundo valores experimentais coletados durante o desenvolvimento do trabalho. Parte do trabalho de campo deste projeto foi realizado na Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo (EEFE-USP)² e pode ser notado que manguitos com larguras acima de 100 mm, geralmente causam grande desconforto para os usuários.

3.6 Hardware Elétrico

Nesta seção serão apresentados as principais características dos componentes eletrônicos empregados no projeto.

3.6.1 Microcontrolador

A construção do projeto prevê a necessidade de um microcontrolador com configuração mínima de duas entradas analógicas para a comunicação com o amplificador de sinal, duas saídas digitais para o controle do *driver* do motor, duas saídas no padrão *Two Wire Interface* (TWI), também chamada de *Inter-Integrated Circuit* (I²C) para comunicação com o display LCD, além de uma saída digital para o controle da válvula de esvaziamento. Para o sinal de entrada do amplificador de tensão, o microcontrolador deve ser capaz de converter sinais analógicos em sinais digitais com resolução mínima de 9 bits, ou seja, cada variação de tensão, notada pelo microcontrolador na entrada analógica, corresponde a uma variação de 0,6 mmHg de pressão no interior do manguito.

Além dos requisitos eletrônicos, as dimensões físicas do microcontrolador devem ser reduzidas, visando a portabilidade do aparelho.

Dentre as plataformas comerciais disponíveis, a versão Pro Micro baseada na plataforma Arduino foi a que melhor atendeu os requisitos de projeto expostos acima.

O Arduino é um hardware livre com prototipagem eletrônica que emprega um microcontrolador Atmel com suporte para entradas e saídas embutido. A versão Pro Micro,

² Gilberto Cândido Laurentino

possui as seguintes características :

- Microcontrolador: ATmega32U4
- 5 pinos PWM
- 12 pinos digitais I/O
- 4 entradas analógicas
- Conversor A/D de 10 bits de resolução
- Oscilador de cristal de 16 MHz
- Conexão micro USB
- Conector ICSP

3.6.2 Sensor de Pressão

Para medir as variações da pressão interna do manguito adotou-se o método oscilométrico de monitoramento da pressão. No projeto desenvolvido, a pressão dentro do manguito é medida utilizando-se o sensor de pressão diferencial (MPS20N0040D-D, Usina Ind. Comércio e Importação, Brasil), o qual é integrado com um *chip on-board*, um amplificador operacional bipolar e uma rede de resistores que realizam a compensação de temperatura e fornece alto sinal de saída.

O sensor de pressão diferencial é um transdutor piezo-resistivo que pode ser empregado em uma ampla gama de aplicações, desde o setor automotivo até medidores de pressão automáticos, sendo particularmente útil para aplicações que utilizem microcontroladores ou microprocessadores com entradas A/D.

O MPS20N0040D-D proporciona sinal de saída analógico preciso e nível de tensão proporcional à pressão aplicada ([PRESSURE et al.,](#)), é capaz de medir pressões variando entre 0 e 40 kPa (300 mmHg), com saída de 50 a 100 mV e sensibilidade de 113 mV/kPa. A alimentação do sensor deve ser de 5V.

Alguns exemplos de aplicação do sensor MPS20N0040D-D são:

- Controle de bombas de ar e motores;
- Equipamentos para diagnóstico médico; e
- Medidores de pressão eletrônicos

Tendo em vista a adequação do sensor para o método de medição oscilométrico e sua alta aplicabilidade em dispositivos médicos, foi escolhido um sensor do tipo MPS20N0040D-D para implementação do dispositivo de oclusão.

3.6.3 Amplificador de Sinal

Para tornar possível a leitura do sinal de saída do sensor de pressão foi preciso empregar um amplificador de sinais entre a saída do sensor e a entrada analógica do Arduino Pro Micro.

O projeto empregou um amplificador do tipo HX711 (Módulo Conversor Amplificador HX711, Usina Ind. Comércio e Importação, Brasil) que utiliza o padrão TTL RS-232 de comunicação e possui elevada sensibilidade. O HX711 é um conversor analógico digital (ADC) projetado para uso industrial, com dois canais de entrada, A e B. O canal A fornece ganhos que podem ser programados, variando entre 128 vezes para entradas entre $\pm 20\text{mV}$ e 64 vezes para entradas entre $\pm 40\text{mV}$. O canal B, no entanto, fornece apenas ganho fixo de 32 vezes.

Para o projeto, foi utilizado o canal A com valor de saída correspondente à 64 vezes a voltagem do sinal de entrada.

3.6.4 Bomba de Ar

No controle da pressão interna do manguito foram empregados uma bomba de ar e uma válvula solenóide, que age como válvula de esvaziamento.

A bomba de ar é uma bomba de deslocamento positivo que combina a ação de um diafragma de borracha e de duas válvulas, as chamadas válvulas de retenção, para o bombeamento do fluido. As bombas diafragma fornecem uma vedação hermética entre o mecanismo de acionamento e a câmara de compressão, permitindo que a bomba transfira, comprima e evacue o meio sem a necessidade de um lubrificante. A Figura 10 ilustra o funcionamento das bombas de membrana ou diafragma.

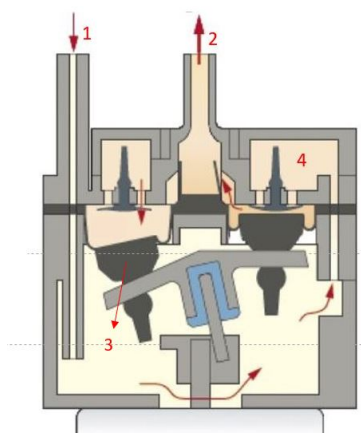


Figura 10 – Princípio de funcionamento das bombas de membrana. (1) Entrada de ar; (2) Saída de ar; (3) Diafragma; (4) Válvula guarda-chuva ou *one-way* (Okenseiko, 2017)

Bombas diafragma, também chamadas de bombas de membrana ou mesmo *rolling pumps*, possuem como principais características: a capacidade de suportar elevadas pressões, elevados valores de fluxo, baixo nível de ruído e dimensões reduzidas. Estas características levaram à sua adoção por grande parte dos fabricantes de dispositivos médicos atuais, tais como a fabricante de medidores de pressão eletrônicos Omron (Omron Corporation, Japão)([SPRINGS, 2017](#)).

Dentre as bombas diafragma disponíveis no mercado foi escolhida a bomba P54A02R (P54A02R, OKENSEIKO Co.Ltd., Japão) capaz de fornecer pressões de até 90 kPa, alimentação de 9V, fluxo de ar de 1800 ml/min, corrente máxima de 170 mA sem carga, além da capacidade de insuflar 500 ml de ar de 0 a 40 kPa (300 mmHg) em 8,5 segundos. Tais características associadas ao dimensionamento reduzido (diâmetro: 24 mm, comprimento: 71.3 mm), favoreceram a escolha da bomba P54A02R.

3.6.5 Válvula de Esvaziamento

Na escolha adequada da válvula de esvaziamento foram consideradas as seguintes características: voltagem de alimentação, pressão máxima, diâmetro do orifício de saída, vazão máxima e dimensões.

A voltagem de alimentação deve respeitar a voltagem máxima fornecida pela porta digital do Arduino Pro Micro, sendo inferior ou equivalente a 5V. A pressão máxima suportada pela válvula deve ser superior à pressão máxima imposto pela bomba de ar à câmara, equivalente a 300 mmHg. O diâmetro do orifício de saída e a vazão máxima devem ser dimensionados de acordo com o tempo de esvaziamento da câmara de ar, de modo que o tempo total não exceda o requisito imposto ao projeto.

De acordo como os requisitos apresentados, foi escolhida a válvula JMKV1-3A (JMKV1-3A, Jetmaker (Xiamen) Fluid Equipment Co.Ltd, China), principalmente pela sua adequação ao valores de voltagem e tempo de esvaziamento. Suas principais características são: alimentação de 3V, vazão máxima de 125 ml/s a 300 mmHg, pressão máxima suportada de 300 mmHg, tempo de esvaziamento inferior a 4 segundos e dimensões (comprimento x largura x altura) iguais a 25 x 12 x 10 mm.

3.6.6 Display de LCD

A exibição de informações sobre a pressão no interior do manguito deve ser realizada em tempo real de maneira clara, simples e de fácil entendimento pelo usuário. Para tanto, empregamos no projeto um *display* LCD capaz de exibir 16 caracteres em um linha, FIG.11, com baixo consumo de energia e compatível com o padrão de comunicação *Inter-Integrated Circuit* (I²C) do microprocessador.

Figura 11 – *Display* LCD (Fonte: Autor)

3.7 Software

A lógica de controle da pressão interna do manguito foi construída dentro do ambiente Arduino utilizando a linguagem de programação do próprio Arduino, uma variação de linguagem C++. Além da capacidade de auferição e controle da pressão de oclusão, o dispositivo é capaz também de mostrar tais informações no *display* LCD e usar a comunicação USB para enviar para o computador valores de pressão registrados pelo sensor.

A arquitetura do software foi desenvolvida da seguinte maneira: o *application layer* é a camada superior do programa que proporciona a comunicação direta entre o usuário e a camada de serviços do programa. A partir da execução do arquivo **main.c** os diferentes serviços e hardware podem ser chamados. A camada de serviços, logo abaixo do *application layer*, está em contato direto com a camada de hardware e concentra todos os serviços disponíveis no programa, além de realizar a comunicação entre hardware e *application layer*. Cada módulo do programa foi separado em um arquivo diferente simplificando o processo de adição ou eliminação de funcionalidades do programa.

Dentro do **main.c**, existem quatro chamadas principais de serviços: a rotina de inicialização, a recepção de comandos pelo usuário, a medida de pressão e controle e o *display* LCD. A funcionalidade de cada rotina será explorada nos tópicos seguintes.

3.7.1 Rotina de Inicialização

O primeiro passo durante a execução do programa **main.c** é a inicialização dos periféricos necessários para o funcionamento do sistema de controle. A velocidade do canal de comunicação USB é o primeiro fator a ser definido através do *baud rate*, para o projeto utilizamos 9600. Em seguida, os outros periféricos são inicializados, bomba de ar, válvula de esvaziamento, *display* de LCD e botões de controle.

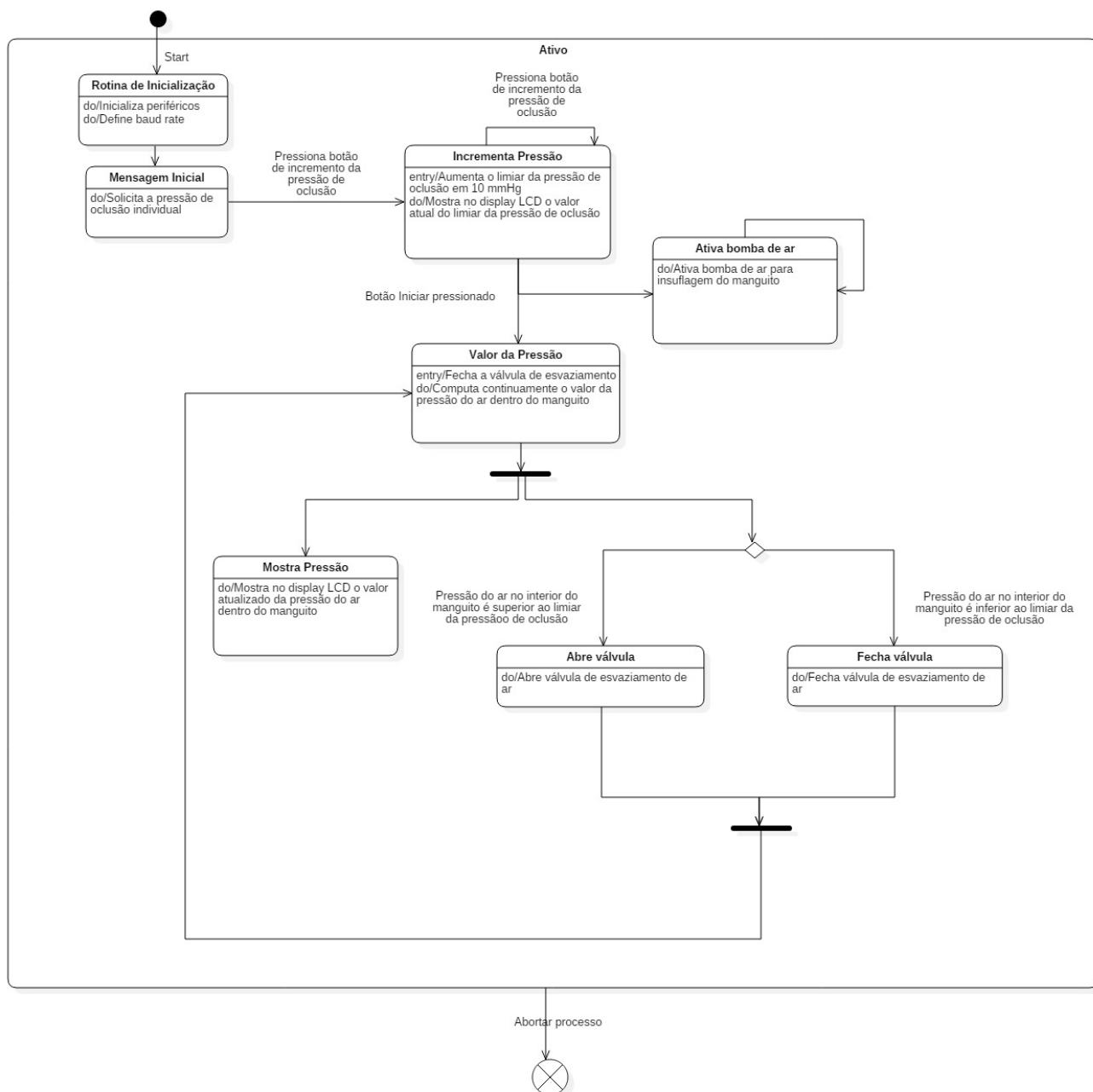


Figura 12 – Diagrama de estados (Fonte: Autor)

3.7.2 Mensagem Inicial

Após a inicialização dos periféricos, uma mensagem inicial é exibida no *display* LCD solicitando ao usuário o valor da pressão de oclusão individual que será definido pelo programa como o **Limiar de Pressão de Oclusão (LPO)**.

3.7.3 Incrementa Pressão

A rotina **Incrementa Pressão** é acionada a partir da interrupção gerada na porta do Arduino Pro Micro conectada ao botão de incremento da pressão. Cada interrupção aumenta

em dez unidades o valor do **LPO**. Paralelamente, o valor atual do **LPO** é continuamente exibido no LCD até que seja detectada uma interrupção na porta do microprocessador conectada ao botão Iniciar.

A função é controlada por meio de uma máquina de estados que é executada dentro do *loop* principal do arquivo **main.c**. Após a leitura do sinal de entrada vindo do botão Iniciar, as novas configurações são enviadas para o **main.c** e a máquina de estados da função **Incrementa Pressão** entra em estado de ocioso.

3.7.4 Ativa Bomba de Ar

A medida da pressão de oclusão é parte da camada de hardware do programa. A interrupção gerada pelo botão Iniciar provoca a mudança de estado do software e invoca as funções **Ativa Bomba de Ar** e **Valor da Pressão**. A primeira aciona a bomba de ar fica em funcionamento até que a atividade do dispositivo seja suspensa.

3.7.5 Valor da Pressão, Abre e Fecha Válvula e Mostra Pressão

A chamada para função **Valor da Pressão** ocorre paralelamente à função **Ativa Bomba de Ar** e assim como a função **Ativa Bomba**, a função **Valor da Pressão** fica em funcionamento até que a atividade do dispositivo seja suspensa. A cada iteração do *loop* principal as funções são chamadas.

Primeiro ocorre a leitura dos valores de voltagem da porta conectada ao sensor de pressão, o valor é convertido para a escala mmHg e armazenado em uma variável local. Caso o valor registrado no sensor seja maior do que a pressão de oclusão inicialmente definida pelo usuário, armazenado na variável **Limiar da Pressão de Oclusão**, um comando de controle para abertura da válvula é enviado. A função **Abre Válvula** é chamada permitindo a abertura da válvula solenóide. A abertura libera parte do ar no interior do manguito até que o sensor registre uma pressão inferior à **LPO**, neste ponto, a função **Fecha válvula** é invocada e o comando para fechamento da válvula é enviado pelo microcontrolador.

Durante toda a execução da função **Valor da Pressão**, os valores da pressão interna do manguito são exibidos no *display* LCD através da função **Mostra Pressão**.

3.8 Análise Experimental

Ao longo do projeto, três experimentos distintos foram conduzidos com a finalidade de mensurar a capacidade do dispositivo em atingir os objetivos e requisitos definidos na fase inicial de projeto.

O primeiro experimento buscou estimar a capacidade de manutenção da pressão interna do manguito em condições ideais de operação. Para este caso, foi executado um ciclo completo de operação de inflagem com o manguito isolado e apoiado sobre uma superfície plana.

O segundo experimento buscou estimar a capacidade de manutenção da pressão interna do manguito sob ação de uma peso simulando a força externa aplicada pelo membro do praticante no manguito durante a sessão de treinamento.

O terceiro experimento analisou o tempo necessário para que a pressão interna do manguito fosse reduzida de 300 mmHg para 15 mmHg. O tempo de esvaziamento é particularmente importante nos casos de aborto ou interrupção do ciclo de oclusão e impacta diretamente no conforto e na segurança do usuário.

3.8.1 Capacidade de Inflagem e Manutenção da Pressão

Torniquete e controle foram posicionados sobre uma superfície plana. A partir da interface de comando programou-se um ciclo de inflagem e esvaziamento para um valor de limiar da pressão de oclusão de 140 mmHg. O valor empregado simula valores próximos aos encontrados na literatura ([TAKARADA et al., 2000](#)) para a pressão de oclusão em adultos saudáveis. Os valores da pressão interna do manguito foram medidos durante todo o processo. Depois de 12 segundos de operação o processo foi interrompido.

3.8.2 Capacidade de Inflagem e Manutenção da Pressão sob Ação de uma Força Externa

Torniquete e controle foram posicionados sobre uma superfície plana. Sobre a região do manguito inflável foi posicionado, inicialmente, uma anilha de 1 kg (Oxer, SBF Comércio de Produtos Esportivos, Brasil) simulando a força externa aplicada pelo membro sobre as paredes do manguito durante determinados movimentos no treinamento de força. Um segundo experimento foi realizado com a adição de duas anilhas de 1 kg, simulando o aumento da força externa aplicada ao longo do treinamento de força. Durante os experimentos, o limiar da pressão de oclusão foi estabelecido em 140 mmHg para fins de comparação. Os valores da pressão interna do manguito foram medidos durante todo o processo.

3.8.3 Tempo de Esvaziamento

Posicionando o torniquete em uma superfície plana, na mesma altura que o dispositivo de controle da pressão, foi acionada a bomba de ar de modo que a pressão interna do manguito atingisse o valor máximo suportado, 300 mmHg. A válvula de esvaziamento foi mantida fechada durante todo o processo de inflagem.

Com o valor da pressão interna do manguito estável a 300 mmHg, um comando de abertura da válvula foi enviado pelo microprocessador. O tempo de esvaziamento foi definido como a diferença temporal entre o instante da abertura da válvula a 300 mmHg e o instante no qual o valor da pressão interna do manguito atinge 15 mmHg.

4 RESULTADOS

4.1 Montagem do Projeto

4.1.1 Torniquete

Para a aplicação de protocolos de oclusão vascular recomenda-se que sejam empregados torniquetes que respeitem as normas estabelecidas pela AHA e pela literatura especializada. Como determinado no capítulo 3, a largura ideal para o torniquete deveria ser de inferior a 100 mm e o comprimento do manguito insuflável deve ser suficiente para cobrir 80% da circunferência do membro exercitado. Foi observado que valores próximos a 320 mm seriam suficientes para abranger pelo menos 80% da circunferência do braço de grande parte da população americana e japonesa.

Apesar das recomendações, durante o projeto foi utilizado um torniquete com largura de 70 mm e com manguito insuflável de 250 mm de comprimento, FIG.13. As dimensões sugeridas na literatura implicam a confecção de torniquetes customizados, uma vez que são medidas fora dos padrões tradicionais. Torniquetes deste tipo são, em geral, mais caros e levam mais tempo para serem produzidos.

Para o projeto atual, decidimos seguir com um modelo comercial de torniquete para oclusão vascular (Manômetro para Treinamento com Oclusão Vascular – WCS, Cardiomed Comércio de Equipamentos Médicos Ltda, Brasil).



Figura 13 – Torniquete para oclusão vascular (Manômetro para Treinamento com Oclusão Vascular – WCS, Cardiomed Comércio de Equipamentos Médicos Ltda, Brasil) (MÉDICOS, 2017)

O emprego de torniquetes fora das dimensões ideais não impactou o experimento,

nem a avaliação do sistema de controle projetado.

4.1.2 Circuito Elétrico

O diagrama de montagem do circuito elétrico do projeto é apresentado nas Figuras 14, 15 e 16, ilustrando as conexões entre os componentes empregados.

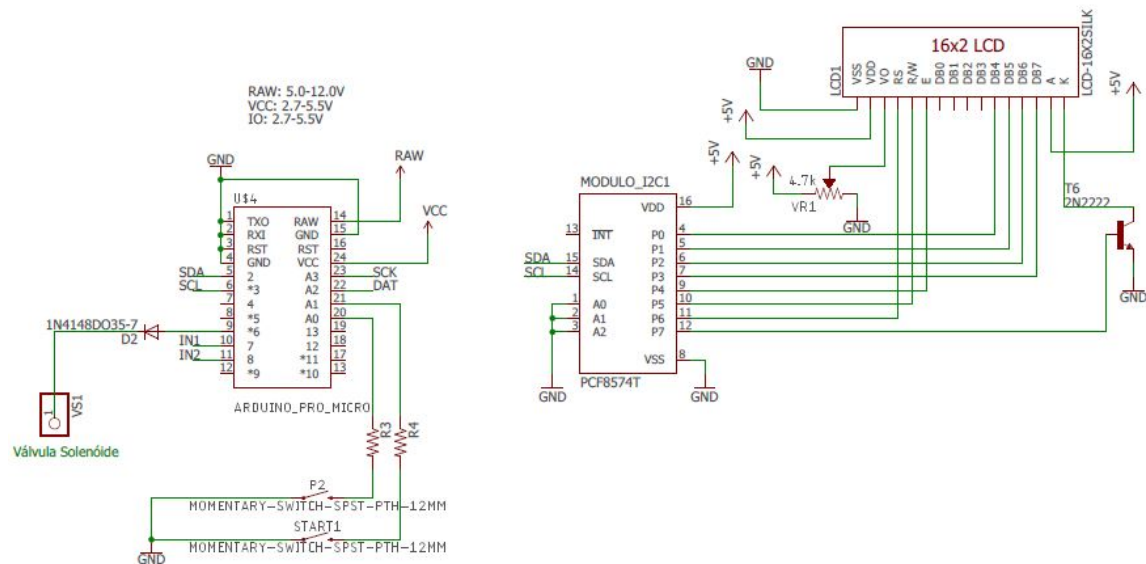


Figura 14 – Esquemático do circuito elétrico: Arduino e LCD (Fonte: Autor)

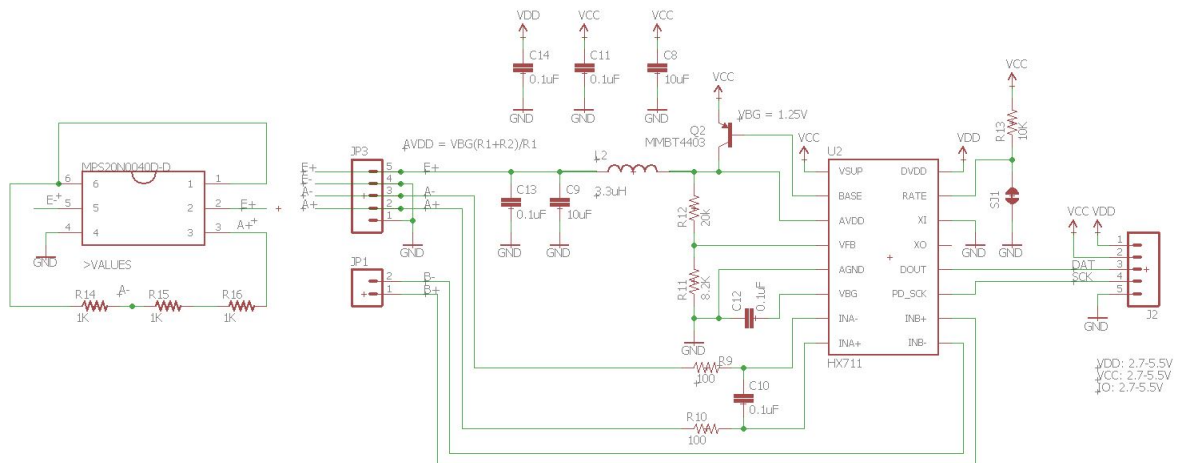


Figura 15 – Esquemático do circuito elétrico: Sensor de Pressão e HX711 (Fonte: Autor)

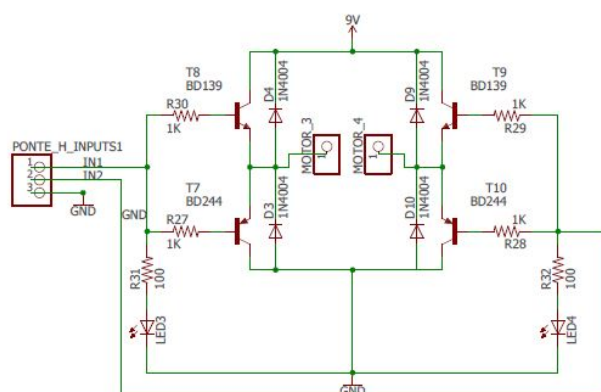


Figura 16 – Esquemático do circuito elétrico: Ponte H (Fonte: Autor)

A braçadeira e o manguito são conectados diretamente ao circuito de controle por meio do sensor de pressão. Um conjunto de conectores de PVC faz a junção entre a bomba de ar, o sensor de pressão, a válvula solenóide e o manguito, como pode ser visto na Figura 17.

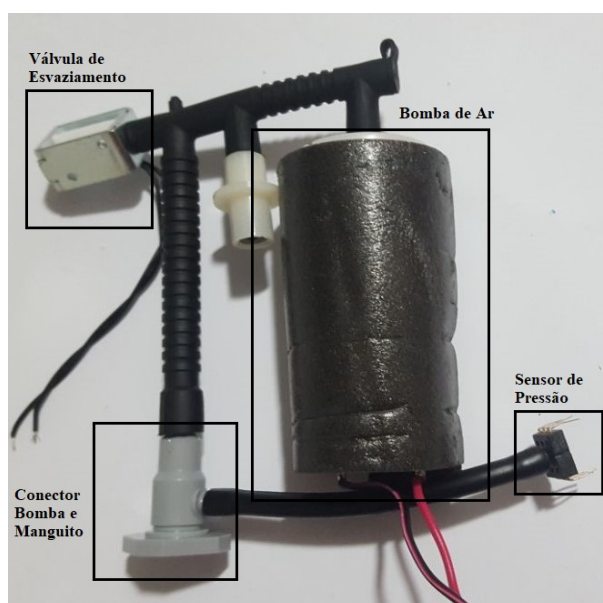


Figura 17 – Conjunto bomba, válvula e sensor de pressão (Fonte: Autor)

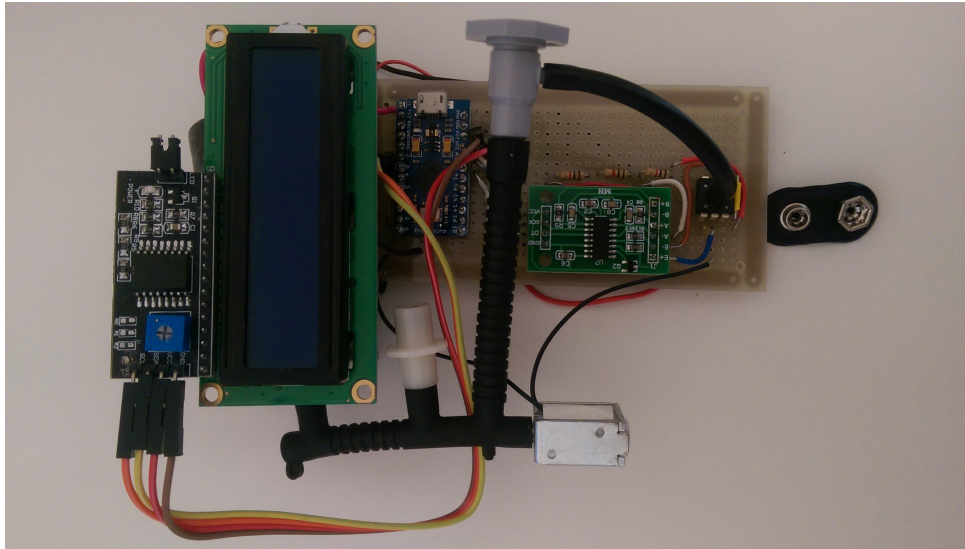


Figura 18 – Hardware elétrico montado (Fonte: Autor)

4.2 Calibração do Sensor de Pressão

A calibração do sensor de pressão é um passo essencial para a validação do equipamento projetado. Durante o experimento, manteve-se conectado, simultaneamente, ao manguito um manômetro analógico (Manômetro Premium, Accumed Produtos Médico Hospitalares, Brasil) e o sensor de pressão. Deste modo, foi possível avaliar a medição da pressão feita na escala do sensor e do manômetro.

A partir da regressão linear dos pontos medidos pelo sensor de pressão e pelo manômetro pode-se estimar a curva que mais aproximava a pressão medida pelo sensor e a pressão interna real.

Equação de aproximação

$$P(x) = 1,62\left(\frac{x}{100} - 83873,6\right) - 5,85$$

onde $P(x)$ = pressão interna real e x = pressão medida pelo sensor

O resultado do processo de calibração pode ser observado na Figura 20, na qual o conjunto formado por manguito, manômetro (Manômetro Premium, Accumed Produtos Médico Hospitalares, Brasil) e sensor de pressão conectados simultaneamente apresentam valores equivalentes para a pressão interna.

4.3 Dimensões do Protótipo

Com os componentes montados, colocamos o dispositivo dentro de uma caixa protetora com abertura apenas para o *display* LCD e acesso aos botões. A Tabela 1 apresenta as dimensões da versão final do protótipo.

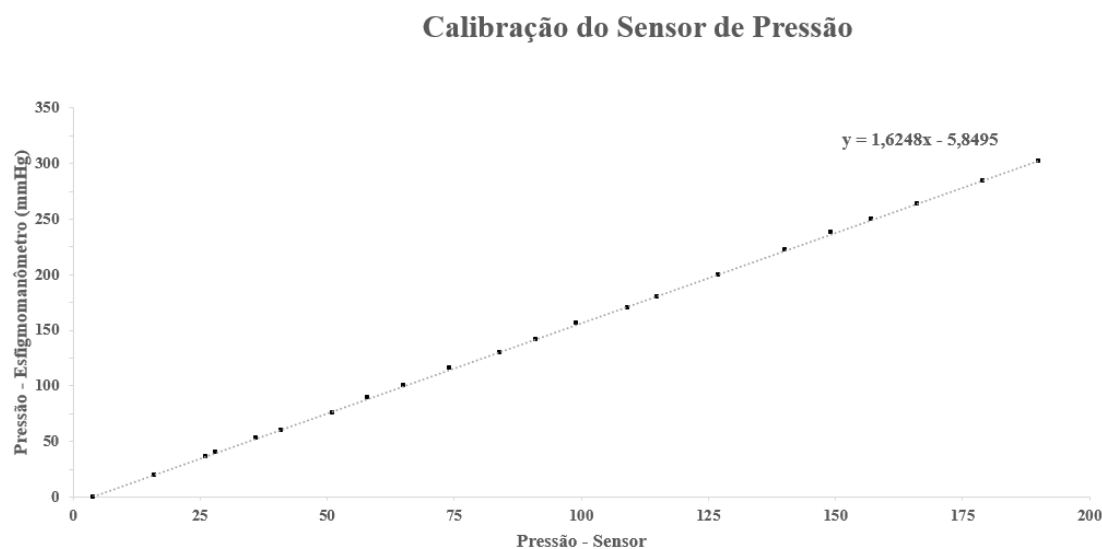


Figura 19 – Regressão linear da curva de calibração do sensor de pressão (Fonte: Autor)

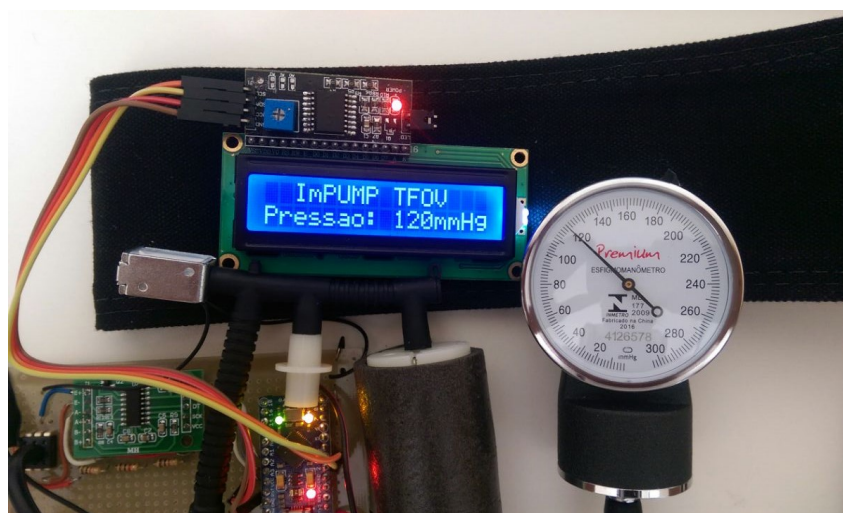


Figura 20 – Calibração do sensor de pressão (Fonte: Autor)

Tabela 1 – Dimensões do projeto

Dimensão	Valor
Comprimento	150 mm
Largura	100 mm
Altura	60 mm
Peso	250 gr

4.4 Análise Experimental

4.4.1 Capacidade de Inflagem e Manutenção da Pressão

Como resultado do primeiro experimento, o gráfico da pressão interna do manguito ao longo do tempo, FIG.21, apresentou um padrão oscilatório como consequência do

controle em malha fechada realizado pelo microprocessador. A bomba de ar foi mantida em funcionamento por 12 segundos e depois foi desligada. O controle da pressão interna foi realizado por meio da abertura da válvula de esvaziamento. O limiar da pressão de oclusão foi definido como 140 mmHg durante todo o experimento.

A pressão interna do manguito atingiu valor máximo de 140 mmHg e valor mínimo de 135 mmHg, entre o instante que marca a abertura da válvula pela primeira vez e o desligamento da bomba. Os valores demonstram que a variação percentual da pressão interna do manguito foi inferior a 5% com a ação do controle implementado no Arduino Pro Micro.

Após 12 segundos, a bomba de ar foi desligada e a perda de ar através da válvula fechada fosse analisada. No instante inicial, logo após o desligamento da bomba, a pressão interna registrada foi de 137 mmHg. No instante final, o sensor registrou 136 mmHg no interior da câmara de ar. Entre os dois instantes, houve uma perda percentual de pressão de 0,73% para um intervalo de tempo de aproximadamente 4,6 segundos, o que representa perda de pressão equivalente a $0,22 \frac{\text{mmHg}}{\text{s}}$.

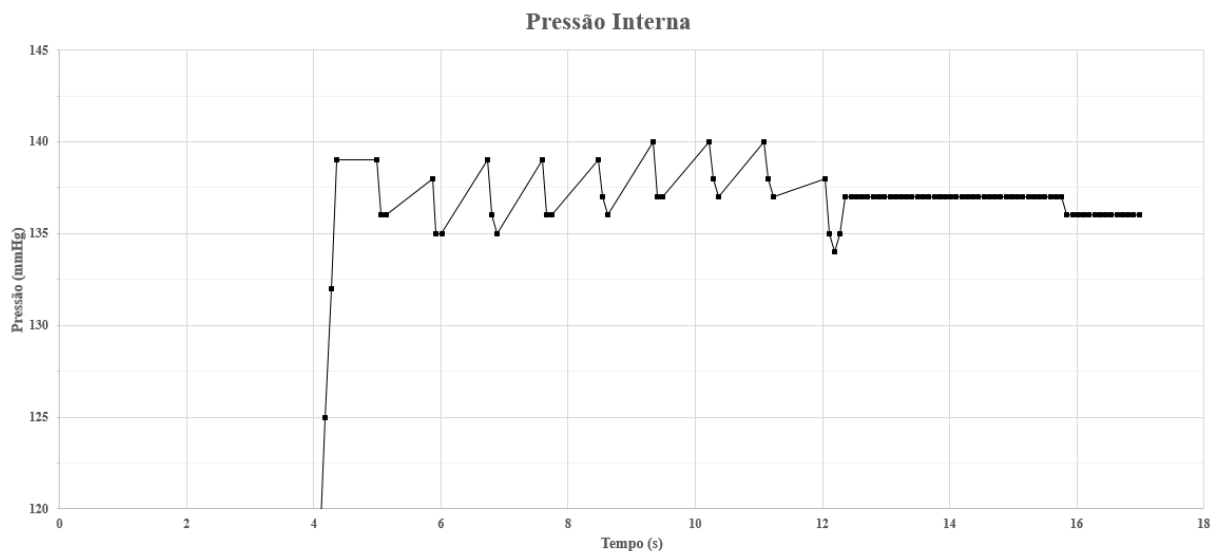


Figura 21 – Pressão interna do manguito (Fonte: Autor)

4.4.2 Capacidade de Inflagem e Manutenção da Pressão sob Ação de uma Força Externa

O segundo experimento seguiu as mesmas diretrizes da primeira avaliação. A bomba de ar foi mantida em funcionamento por um determinado período de tempo e foi desligada em seguida. O controle da pressão interna foi realizado por meio da abertura da válvula de esvaziamento. O limiar da pressão de oclusão foi definido como 140 mmHg durante todo o experimento.

Comparando-se a pressão ao longo do tempo para os três experimentos, FIG.22, notamos que o tempo de inflagem necessário para que a pressão interna do manguito atinja 140 mmHg aumenta ligeiramente com o incremento da força externa aplicada, uma vez que a força aumenta resistência à ocupação do ar no manguito.

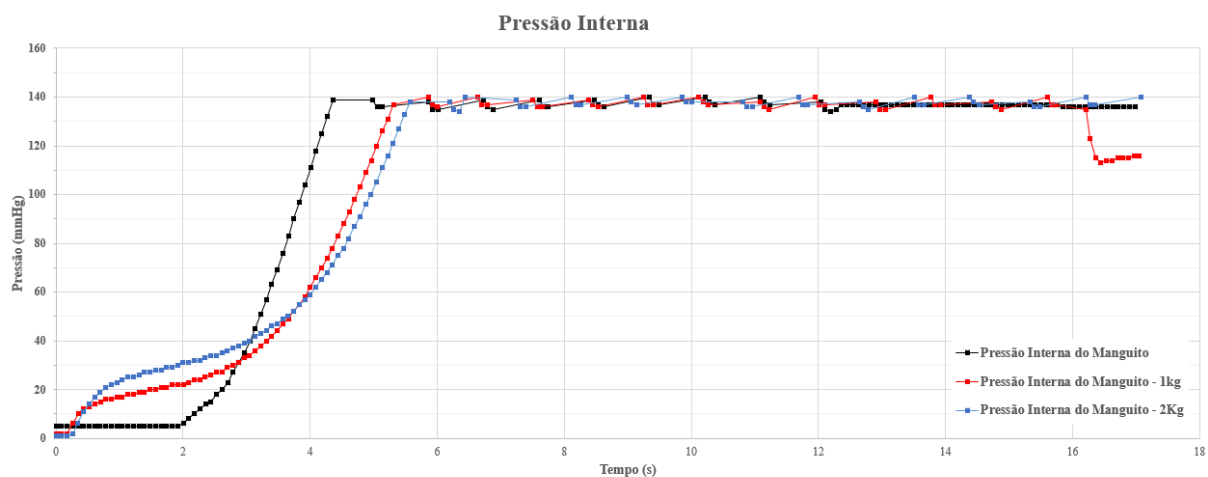


Figura 22 – Influência da força externa aplicada no manguito no tempo de inflagem (Fonte: Autor)

4.4.3 Tempo de Esvaziamento

No terceiro experimento, a bomba de ar foi mantida em funcionamento ininterrupto até que a pressão interna do manguito atingisse 300 mmHg. A partir deste instante, a válvula de esvaziamento foi aberta, a bomba de ar foi desligada e o tempo de esvaziamento começou a ser computado. A contagem de tempo só foi encerrada no momento em que o sensor de pressão registrou 15 mmHg no interior da câmara.

O gráfico representado na Figura 23 mostra o decaimento da pressão interna do manguito ao longo do tempo. No instante inicial (7,21 segundos) a bomba de ar foi desligada e a válvula de esvaziamento foi aberta. No instante final (10,95 segundos) a pressão interna do manguito atingiu 15 mmHg e a contagem de tempo foi interrompida. Entre os dois instantes foi mensurada uma diferença de tempo de 3,74 segundos.

Pelo mesmo gráfico, pode ser notado que o tempo máximo de inflagem do aparelho será inferior a 7,21 segundos para grande parte dos casos nos quais não haja força externa aplicada e o limiar estabelecido para a pressão de oclusão seja inferior a 300 mmHg.

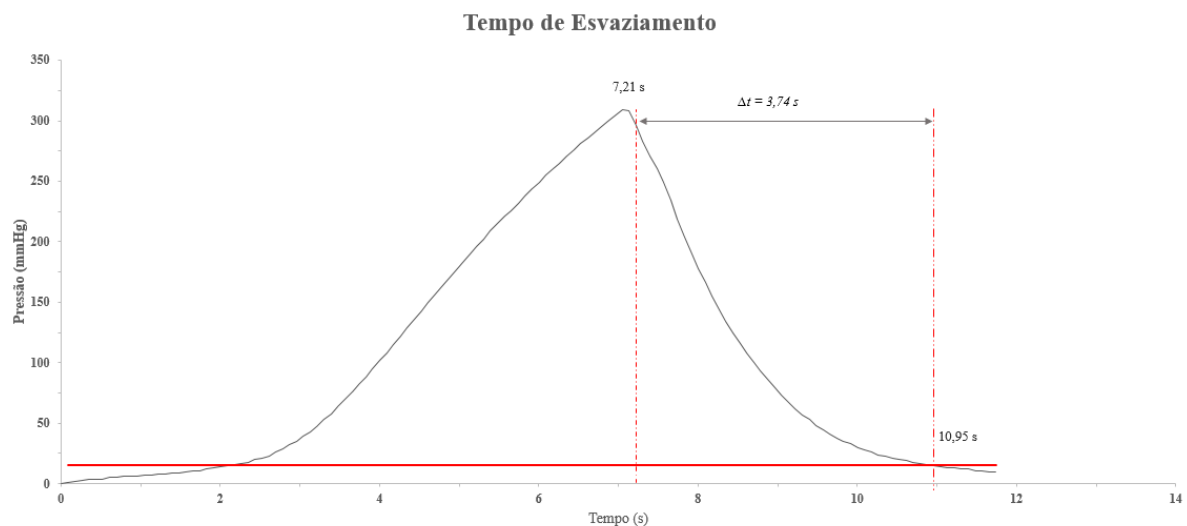


Figura 23 – Tempo de esvaziamento (Fonte: Autor)

5 CONCLUSÃO

O comportamento da pressão no interior do manguito em resposta às simulações do TFOV sugere que um manguito inflável associado a um sistema de controle em malha fechada pode ser satisfatoriamente aplicado para controlar a pressão de oclusão. Este comportamento foi evidenciado principalmente pela constante oscilação da pressão interna do manguito próximo ao Limiar da Pressão de Oclusão e dentro dos limites previamente estipulados, limite superior de 110% e limite inferior de 90% da pressão de oclusão inicial definida pelo usuário. Esta estratégia submeteu o sistema de controle à estímulos similares aos encontrados em sessões de treinamento com oclusão vascular. Desta forma, nossos resultados indicam que o dispositivo pneumático projetado é capaz de atingir as pressões de oclusão normalmente empregadas na literatura para sessões de TFOV, além de controlar ativamente a pressão interna do manguito. A ação complementar dos atuadores, acionados pelo sistema de controle, pode explicar em parte o formato oscilatório da curva que representa a pressão interna do manguito. Por outro lado, a lógica de controle empregada também permite-nos afirmar que parte deste perfil oscilatório pode ser explicado pelo modelo de controle adotado.

Do mesmo modo, o experimento conduzido para avaliação do tempo de esvaziamento a partir da interrupção do ciclo de oclusão à pressão de 300 mmHg demonstrou que o dispositivo, mesmo sob altas pressões, consegue atingir rigorosamente o requisito de conforto imposto na forma de tempo máximo de esvaziamento.

Por fim, realizamos uma comparação das dimensões físicas do projeto com as dimensões que definem o conceito de portabilidade, estipuladas no capítulo 2. As dimensões do dispositivo são: 150 mm de comprimento e 100 mm de largura, e cerca de 250 gramas. Para as todas as dimensões analisadas o projeto cumpre os requisitos previamente definidos, e pode ser caracterizado como dispositivo portátil.

Limitações do Estudo

Uma das limitações do estudo foi a falta de um sistema de armazenamento dos dados. Desta forma, qualquer análise quantitativa da variação da pressão interna do manguito só pode ser realizada se o dispositivo estiver conectado a um computador. Para trabalhos futuros, sugerimos empregar um cartão MicroSD conectado ao microprocessador para armazenar os dados de leitura do sensor.

Além do armazenamento, o tempo de funcionamento do dispositivo é outro fator de atenção para o desenvolvimento de trabalhos futuros empregando este projeto. A falta de gestão de energia limita o tempo de atividade do protótipo, uma vez que o consumo

de energia do dispositivo é bastante alto para a pilha de 9V (Pilha Alcalina 9V Duracell, Berkshire Hathaway, EUA) empregada como sistema de alimentação. Trabalhos futuros podem empregar novas fontes de alimentação e comparar o desempenho do dispositivo para as diferentes fontes.

Poderíamos acrescentar aos experimentos, a análise da pressão interna do manguito durante sessões de treinamento de força reais nos quais o voluntário empregaria o dispositivo projetado em um dos membros enquanto em outro membro empregaria algum dos equipamentos tradicionais de oclusão, por exemplo: a faixa elástica. A realização deste experimento em seres humanos possibilitará a validação do dispositivo frente aos métodos tradicionais de oclusão.

REFERÊNCIAS

ACSM. Resistance Training for Health and Fitness. *American College of Sports Medicine leading the way*, 2013.

BANDS, B. *Blood Flow Restriction Training*. 2017. Disponível em: <https://www.bfrbands.com/>.

BUCKNER, S. L. et al. Influence of cuff material on blood flow restriction stimulus in the upper body. *Journal of Physiological Sciences*, n. February 2017, p. 1–9, 2016. ISSN 18806546.

CADORE, E. L.; BRENTANO, M. A.; KRUEL, L. F. M. Efeitos da atividade física na densidade mineral óssea e na remodelação do tecido ósseo. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v. 11, n. 6, p. 373–379, 2005. ISSN 15178692.

DANKEL, S. J. et al. The Effects of Blood Flow Restriction on Upper-Body Musculature Located Distal and Proximal to Applied Pressure. *Sports Medicine*, Springer International Publishing, v. 46, n. 1, p. 23–33, 2016. ISSN 11792035.

DAVIES, M. J. N. M. T. M. Adaptive response of mammalian skeletal muscle to exercise with high loads. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, v. 52, n. 2, p. 139–155, 1984.

DOHERTY, T. J. Invited review: Aging and sarcopenia. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, v. 95, n. 4, p. 1717–27, 2003. ISSN 8750-7587. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12970377>.

ELLEFSSEN, S. et al. Blood flow-restricted strength training displays high functional and biological efficacy in women: a within-subject comparison with high-load strength training. *American journal of physiology. Regulatory, integrative and comparative physiology*, v. 309, n. 7, p. ajpregu.00497.2014, 2015. ISSN 1522-1490. Disponível em: <http://ajpregu.physiology.org/content/early/2015/07/22/ajpregu.00497.2014>.

FAHS, C. A. et al. Muscular adaptations to fatiguing exercise with and without blood flow restriction. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, v. 35, n. 3, p. 167–176, 2015.

GARBER, C. E. et al. Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: Guidance for prescribing exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 43, n. 7, p. 1334–1359, 2011. ISSN 01959131.

GUALANO, B. et al. Vascular Occlusion Training for Inclusion Body Myositis : A Novel Therapeutic Approach. *JoVE*, v. 40, n. June 2010, 2010. ISSN 1940-087X.

HOKANSON, I. D. E. *E20 Rapid Cuff Inflation System*. 2017. Disponível em: <http://hokansonvascular.com/products/133448>.

- HUNT, J. E. A.; STODART, C.; FERGUSON, R. A. The influence of participant characteristics on the relationship between cuff pressure and level of blood flow restriction. *European Journal of Applied Physiology*, Springer Berlin Heidelberg, v. 116, n. 7, p. 1421–1432, 2016. ISSN 14396319.
- HYDRAULICS, H. *ElectroMagnetic Actuator Basics*. 2014. 39–54 p. Disponível em: <http://www.hydraforce.com/svtraining/>.
- Kaatsu Training. *KAATSU for Arms*. 2015. Disponível em: <http://www.kaatsublog.com/2015/08/kaatsu-3-point-exercises-for-arms.html>.
- Kaatsu Training. *KAATSU Global Blog*. 2015. Disponível em: <http://www.kaatsublog.com/2015/07/>.
- Kaatsu Training. *KAATSU Master*. 2017. Disponível em: <https://www.kaatsu-global.com/kaatsu-master/>.
- Kaatsu Training. *KAATSU Nano Package*. 2017. Disponível em: <http://www.kaatsu-global.com/product/kaatsu-nano-package-for-commercial-use/>.
- KACIN, A.; STRAZAR, K. Frequent low-load ischemic resistance exercise to failure enhances muscle oxygen delivery and endurance capacity. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, v. 21, n. 6, p. 231–241, 2011.
- KARABULUT, M. et al. Effects of KAATSU on muscular function during isometric exercise. *International Journal of KAATSU Training Research*, v. 2, n. c, p. 19–28, 2006. ISSN 1349-4562.
- KARABULUT, M. et al. The effects of different initial restrictive pressures used to reduce blood flow and thigh composition on tissue oxygenation of the quadriceps. *Journal of sports sciences*, v. 29, n. 9, p. 951–8, 2011. ISSN 1466-447X. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21547832>.
- KUBOTA, A. Blood flow restriction by low compressive force prevents disuse muscular weakness. *Journal of Science and Medicine in Sport*, v. 14, n. 2, p. 95–99, 2011.
- KUBOTA, N. et al. Resistance exercise combined with KAATSU during simulated weightlessness. *International Journal of KAATSU Training Research*, v. 4, n. 1, p. 9–15, 2008. ISSN 1349-4562.
- LAURENTINO, G. C. et al. The effect of cuff width on muscle adaptations after blood flow restriction training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 48, n. 5, p. 920–925, 2016. ISSN 15300315.
- LAURENTINO, G. C. et al. Effects of strength training and vascular occlusion. *International Journal of Sports Medicine*, v. 29, p. 664–667, 2008.
- LIBARDI, C. A. et al. Hemodynamic Responses to Blood Flow Restriction and Resistance Exercise to Muscular Failure. *International Journal of Sports Medicine*, v. 38, n. 2, p. 134–140, 2017. ISSN 14393964.
- LOENNEKE, J. P. et al. Blood flow restriction: How does it work? *Frontiers in Physiology*, v. 3 OCT, n. October, p. 1–2, 2012. ISSN 1664042X.

- LOENNEKE, J. P. et al. The perceptual responses to occluded exercise. *International Journal of Sports Medicine*, v. 32, n. 3, p. 181–184, 2011. ISSN 01724622.
- LOENNEKE, J. P. et al. Blood flow restriction pressure recommendations: A tale of two cuffs. *Frontiers in Physiology*, v. 4 SEP, n. November 2015, 2013. ISSN 1664042X.
- LOENNEKE, J. P. et al. The acute response of practical occlusion in the knee extensors. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, v. 24, n. 10, p. 2831–2834, 2010. ISSN 1064-8011.
- LOENNEKE, J. P. et al. Blood flow restriction pressure recommendations: The hormesis hypothesis. *Elsevier*, 2014.
- LOENNEKE, J. P. et al. Effect of cuff type on arterial occlusion. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, v. 33, n. 4, p. 325–327, 2013. ISSN 14750961.
- LOENNEKE, J. P. et al. Blood flow-restricted walking does not result in an accumulation of metabolites. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, v. 32, n. 1, p. 80–82, 2012. ISSN 14750961.
- LUEBBERS, P. E. et al. The effects of a 7-week practical blood flow restriction program on well-trained collegiate athletes. *Journal of Strength & Conditioning Research*, v. 28, n. 8, p. 2270–2280, 2014. ISSN 1533-4287.
- MANINI, T. M.; CLARK, B. C. Blood flow restricted exercise and skeletal muscle health. *Exercise and sport sciences reviews*, v. 37, n. 2, p. 78–85, 2009. ISSN 0091-6331.
- MARNEY, G. M. S. L. *Obesity, Overweight, and Dyslipidemia in Children and Adolescents*. 1997. 1–5 p. Disponível em: https://www.utmb.edu/pedi_ed/Obesity/page_11.htm.
- MÉDICOS, C. C. d. E. *WCS Equipamento de Oclusão*. 2017. Disponível em: <http://www.cardiomed.com.br/treino-com-oclusao-vascular>.
- MITSNEFES, M. M. Hypertension in Children and Adolescents. *Pediatric Clinics of North America*, v. 53, n. 3, p. 493–512, 2006. ISSN 00313955.
- Okenseiko. *Rolling pumps*. 2017.
- PEARSON, S. J.; HUSSAIN, S. R. A Review on the Mechanisms of Blood-Flow Restriction Resistance Training-Induced Muscle Hypertrophy. *Sports Medicine*, v. 45, n. 2, p. 187–200, 2015. ISSN 11792035.
- PREEDY, V. R. (Ed.). *Handbook of Anthropometry*. [S.l.]: Springer-Verlag New York, 2012. L, 3107 p.
- PRESSURE, I. et al. Sensor de Pressão. p. 3–5.
- SATO, Y. *The-history-and-future-of-KAATSU-Training.pdf*. Tokyo: Journal Kaatsu Training Res., 2005. 5 p.
- SCOTT, B. R. et al. Hypoxia and resistance exercise: A comparison of localized and systemic methods. *Sports Medicine*, v. 44, n. 8, p. 1037–1054, 2014. ISSN 11792035.

- SHINOHARA, M. et al. Efficacy of tourniquet ischemia for strength training with low resistance. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, v. 77, n. 1-2, p. 189–191, 1998. ISSN 03015548.
- SLYSZ, J.; STULTZ, J.; BURR, J. F. The efficacy of blood flow restricted exercise: A systematic review & meta-analysis. *Journal of Science and Medicine in Sport*, v. 19, n. 8, p. 669–675, 2016. ISSN 18781861.
- SPRINGS, B. OMRON Healthcare. 2017.
- TAKANO, H. et al. Hemodynamic and hormonal responses to a short-term low-intensity resistance exercise with the reduction of muscle blood flow. *European Journal of Applied Physiology*, v. 95, n. 1, p. 65–73, 2005. ISSN 14396319.
- TAKARADA, Y.; TAKAZAWA, H.; ISHII, N. Applications of vascular occlusion diminish disuse atrophy of knee extensor muscles. *Med. Sci. Sports Exerc*, v. 32, n. 12, p. 2035–2039, 2000. ISSN 0195-9131.
- TAKARADA, Y. et al. Effects of resistance exercise combined with moderate vascular occlusion on muscular function in humans. *J Appl Physiol*, v. 88, p. 2097–2106, 2000. ISSN 8750-7587.
- US. Occlusion training United States Patent. v. 1, n. 12, 2003.
- VECHIN FELIPE CASSARO; UGRINOWITSCH, C. *Efeitos do treinamento de força de baixa intensidade associado à restrição parcial do fluxo sanguíneo na força, hipertrofia e modulação das células satélites musculares em idosos*. 54 p. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2014.
- VEIGA, E. V. Medida da Pressão Arterial: Circunferência Braquial e Disponibilidade de Manguitos. v. 17, n. 4, 2009.
- YASUDA, T. et al. Muscle fiber cross-sectional area is increased after two weeks of twice daily KAATSU-resistance training. *International Journal of KAATSU Training Research*, v. 1, n. 2, p. 65–70, 2005. ISSN 1349-4562.
- YASUDA, T. et al. Muscle size and arterial stiffness after blood flow-restricted low-intensity resistance training in older adults. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, v. 24, n. 5, p. 799–806, 2014. ISSN 16000838.