

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE MEDICINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS
PNEUMÓLOGICAS

GUILHERME SIQUEIRA JORDAN

**Efetividade da ultrassonografia torácica na
estimulação elétrica transcutânea do
diafragma**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

2020

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE MEDICINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS
PNEUMÓLOGICAS

**Efetividade da ultrassonografia torácica na
estimulação elétrica transcutânea do
diafragma**

GUILHERME SIQUEIRA JORDAN

*Dissertação de Mestrado apresentada ao
Programa de Pós-graduação em Ciências
Pneumológicas, da Universidade Federal do
Rio Grande do Sul como requisito para a
obtenção do título de Mestre.*

*Orientador: Prof. Dr. Cristiano Feijó Andrade
Coorientador: Dr. Rodrigo Guellner Ghedini*

2020

CIP - Catalogação na Publicação

Jordan, Guilherme Siqueira
Efetividade da ultrassonografia torácica na
estimulação elétrica transcutânea do diafragma /
Guilherme Siqueira Jordan. -- 2020.
60 f.
Orientador: Cristiano Feijó Andrade.

Coorientador: Rodrigo Guellner Ghedini.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal do
Rio Grande do Sul, Faculdade de Medicina, Programa de
Pós-Graduação em Ciências Pneumológicas, Porto Alegre,
BR-RS, 2020.

1. Diafragma. 2. Estimulação elétrica. 3.
Ultrassonografia. I. Feijó Andrade, Cristiano, orient.
II. Guellner Ghedini, Rodrigo, coorient. III. Título.

*What is written without effort is in general
read without pleasure.*

Samuel Johnson

AGRADECIMENTOS

Meu agradecimento especial ao meu orientador, Dr. Cristiano Feijó Andrade, por aceitar esta pesquisa e este pesquisador. Pelos encontros, reuniões e ensinamentos que me auxiliaram neste percurso rumo à conclusão desta pesquisa.

Ao meu coorientador, Dr. Rodrigo Guellner Ghedini, meu colega, fisioterapeuta, pelas incansáveis discussões em relação à operacionalização deste estudo. Agradeço a orientação e paciência dedicados.

À Universidade Federal do Rio Grande do Sul e ao Hospital de Clínicas de Porto Alegre, por me concederem esta oportunidade e proporcionarem um espaço para que eu pudesse desenvolver e aprimorar meus conhecimentos profissionais e acadêmicos.

A todos os familiares e amigos meu agradecimento pelo apoio e por compreenderem minha ausência nesta fase.

LISTA DE FIGURAS E TABELAS

Artigo Científico

Figure 1 - Identification of the diaphragm motor points on the inferior portion of the thoracic cage, confirmed by ultrasound. 44

Figure 2 - Comparison of the shape of the ultrasound track, M-mode before and during the electrostimulation of the right and left hemidiaphragm 50

Graphic 1 - Excursion of diaphragmatic contraction48

Graphic 2 - Diaphragm contraction time 49

Table 1 - Subject characteristics47

LISTA DE ABREVIATURAS

CA - Circunferência abdominal

DDIV - Disfunção diafragmática induzida pela ventilação mecânica

EETD - Estimulação elétrica transcutânea diafragmática

EMGdi - Eletromiografia de superfície do diafragma

Hz – Hertz

IMC - Índice de massa corpórea

MRI - Ressonância magnética

SONAR - Sound Navigation and Ranging

TFP - Teste de função pulmonar

VMC - Ventilação mecânica controlada

RESUMO

Objetivo: Avaliar a ultrassonografia torácica como um método auxiliar na identificação dos pontos motores do diafragma e verificar a efetividade da estimulação elétrica transcutânea. **Metodologia:** A amostra foi composta por doze pacientes admitidos na unidade de internação adulto do Hospital de Clínicas de Porto Alegre. A localização dos pontos motores do diafragma foi realizada utilizando um eletrodo do tipo caneta. A excursão diafragmática foi mensurada através de ultrassonografia. A corrente foi aplicada à superfície cutânea através de eletrodos autoadesivos nos pontos motores do diafragma. **Resultados:** Não houve diferença estatisticamente significativa na excursão e no tempo de contração do diafragma quando comparadas às imagens, antes e durante a eletroestimulação, em cada hemicúpula. Porém, em relação ao traçado gerado pela excursão do diafragma, visualizado por ultrassonografia no modo M, em ambas hemicúpulas, verificou-se alteração na sua forma quando o músculo era estimulado eletricamente. **Conclusão:** Com o auxílio da ultrassonografia é possível localizar os pontos motores do diafragma e, por consequência, contraí-lo através de estímulos elétricos.

ABSTRACT

Objective: The present study proposed the use of chest ultrasound in order to assist in the identification of motor points of the diaphragm for the application of transcutaneous electrical stimulation. **Methodology:** The sample consisted of patients admitted to the adult inpatient unit of Hospital de Clínicas de Porto Alegre. The location of the motor points of the diaphragm was performed using a pen-type electrode. Diaphragmatic excursion was measured using Ultrasound. The current was applied to the skin surface through self-adhesive electrodes at the motor points of the diaphragm. **Results:** There was no statistically significant difference in excursion and contraction time of the diaphragm when compared to the images, before and during electrostimulation, in each hemidiaphragm. Regarding the tracing generated by the diaphragm excursion, visualized by ultrasonography in M mode, in both hemidiaphragm, there was a change in its shape when the muscle was electrically stimulated. **Conclusion:** With the aid of ultrasonography, it is possible to locate the motor points of the diaphragm and, consequently, contract it through electrical impulses.

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	11
2 REVISÃO DA LITERATURA	14
2.1 DIAFRAGMA	14
2.2 ULTRASSONOGRRAFIA DIAFRAGMÁTICA	18
2.3 ELETROESTIMULAÇÃO DIAFRAGMÁTICA	23
3 REFERÊNCIAS.....	30
4 JUSTIFICATIVA.....	38
5 OBJETIVOS	39
5.1 Objetivo Geral.....	39
5.2 Objetivos Específicos	39
6 PRODUÇÃO CIENTÍFICA	40
6.1 ARTIGO	40
CONSIDERAÇÕES FINAIS	59

INTRODUÇÃO

A musculatura inspiratória em condições normais tem a capacidade de gerar volumes pulmonares suficientes para prover as necessidades metabólicas teciduais. Para que o ar entre nos pulmões e chegue aos alvéolos, o músculo diafragma precisa se deslocar em um movimento craniocaudal, sendo isto descrito como excursão diafragmática. A excursão diafragmática basal em um diafragma saudável é de 1-2 cm, com variações dependendo do sexo, altura e composição corporal (GIERADA *et al.*, 1995). Porém, quando a musculatura diafragmática apresenta algum grau de disfunção, a mobilidade da musculatura inspiratória tende a reduzir acentuadamente.

Inúmeras doenças pulmonares, torácicas, neuromusculares e metabólicas culminam na diminuição da função da musculatura ventilatória e, conseqüentemente, geram um desequilíbrio das cargas impostas ao diafragma. A incapacidade da musculatura diafragmática em superar essas demandas acarreta diminuição da sua mobilidade e redução da capacidade de gerar volumes correntes adequados.

Outro fator que tem sido cada vez mais estudado está relacionado com a disfunção do diafragma ocasionada pelo suporte ventilatório invasivo, pois períodos prolongados na ventilação mecânica conduzem à inatividade dos músculos inspiratórios e ao rápido desenvolvimento de alterações histológicas, bioquímicas e estruturais da fibra muscular diafragmática.

Atualmente, vem aumentando o interesse no estudo da dinâmica

diafragmática, pois há evidências que o diafragma tem um papel importante com relação a desfechos desfavoráveis em pacientes com disfunção ventilatória, sobretudo, naqueles com necessidade de suporte ventilatório.

As técnicas tradicionalmente empregadas para avaliar a mobilidade diafragmática, porém, apresentam diversas desvantagens. Algumas delas expõem o paciente à radiação. Outras são caras, complexas e necessitam do deslocamento do paciente. Por sua vez, ainda existem aquelas que apresentam resultados indiretos, são demoradas e desconfortáveis (SCOTT *et al.*, 2006). Por isso, cada vez mais a ultrassonografia torácica tem ganhado espaço na avaliação do movimento diafragmático. Ela é um método de imagem que apresenta a vantagem de ser reprodutível, confiável, não invasivo, de baixo custo, livre de radiação ionizante e exibe imagens em tempo real (HOUSTON *et al.*, 1995).

A ultrassonografia é uma técnica atraente porque o equipamento está prontamente disponível na maioria das unidades hospitalares e avaliações em série podem ser realizadas facilmente em comparação com outras técnicas de imagem. Embora a ultrassonografia seja uma técnica em evolução no cenário da avaliação pulmonar, ela é amplamente aceita como uma ferramenta para avaliar o diafragma em pacientes submetidos a ventilação mecânica ou em ventilação espontânea. Existem, porém, algumas limitações ao seu uso, como: aquisição e a análise de imagens ultrassonográficas dependentes do operador e a necessidade de treinamento. (GOLIGHER *et al.*, 2015; SARWAL *et al.*, 2015; ZAMBON *et al.*, 2017).

A excursão diafragmática visualizada através da ultrassonografia tem sido usada rotineiramente para avaliar o paciente em disfunção ventilatória em ambiente de CTI e emergência. Em alguns casos, porém, ela tem sido utilizada também como

parâmetro para iniciar o processo de extubação do paciente em ventilação mecânica invasiva (BOBBIA *et al.*, 2016). Emerge nesse cenário a potencial utilização da avaliação da excursão diafragmática por ultrassonografia como uma ferramenta para verificar a efetividade da terapia por eletroestimulação.

A eletroestimulação neuromuscular diafragmática é a ventilação artificial produzida através de corrente elétrica aplicada com eletrodos de superfície na base do tórax (GEDDES *et al.*, 1988 ; GHEDINI *et al.*, 2018; GHEDINI *et al.*, 2013). Essa estimulação tem como objetivo a manutenção ou a melhora da função muscular inspiratória. No entanto a eletroestimulação da musculatura inspiratória suscita de uma metodologia que garanta o adequado posicionamento dos eletrodos em pontos específicos no tórax a fim de gerar uma contração diafragmática efetiva (GHEDINI *et al.*, 2010).

Sabe-se que a perda de força e da função da musculatura ventilatória acarreta um tempo de internação prolongado e na dependência dos indivíduos a equipamentos de suporte ventilatório. Os pacientes em âmbito hospitalar podem, portanto, se beneficiar da técnica de eletroestimulação diafragmática que utiliza o auxílio da ultrassonografia para o correto posicionamento dos eletrodos em pontos específicos do tórax, proporcionando uma melhora no desempenho muscular e possivelmente com menor morbidade e custos para a sociedade.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 DIAFRAGMA

O diafragma é o principal músculo da ventilação. Durante a inspiração, contrai-se em conjunto com os músculos acessórios da respiração, incluindo os músculos intercostais externos, esternocleidomastóideo e escaleno. Sua contração expande a cavidade torácica, diminuindo a pressão intratorácica e levando o ar para os pulmões. Com o relaxamento do diafragma, predomina o recuo elástico dos pulmões, causando expiração (NASON *et al.*, 2012). Ele é o músculo esquelético que separa o tórax da cavidade abdominal e caracteriza-se, principalmente, pela resistência ao trabalho (SFERRAZZA PAPA *et al.*, 2016). Isto é de extrema relevância, pois permite executar sua função por longos períodos sem fadigar. Um dos aspectos relacionados à sua grande capacidade de *endurance* é a maciça presença de fibras musculares tipo I, fortemente resistentes à fadiga (AIRES, 1999). O diafragma em sua constituição histológica normal possui uma distribuição heterogênea entre fibras musculares do tipo I e II. As melhores estimativas de distribuição dos tipos de fibra no diafragma humano adulto indicam cerca de 55% de fibras lentas (tipo I), 21% oxidativa rápida (tipo IIa), e 24% glicolítica rápida (tipo IIb). As fibras musculares do tipo I são as fibras musculares vermelhas, de contração lenta e oxidativas, sendo mais adequadas ao exercício aeróbico, para o desempenho de resistência e possuem baixa fatigabilidade. As fibras do tipo II, são fibras musculares brancas, de contração rápida, oxidativas e glicolíticas rápidas,

sendo mais adequadas ao trabalho anaeróbico que necessitem de força num curto período. As fibras do subtipo IIa, têm boas características aeróbicas e anaeróbicas.

A musculatura diafragmática é composta por um tendão central não contrátil e duas porções musculares principais: o diafragma costal e o crural. Uma porção muscular menor adicional é a parte esternal do diafragma. O diafragma é uma estrutura cilíndroide elíptica, coberta por uma cúpula; arqueia sobre o abdômen, com o hemidiafragma direito mais alto que o esquerdo. A parte côncava em forma de cúpula permite que o fígado e o baço, situados abaixo do diafragma, sejam protegidos pelas costelas inferiores e pela parede torácica. (PACIA; ALDRICH, 1998).

As porções musculares do diafragma são contínuas com o transversos abdominal na parede abdominal. Uma incisão subcostal com divisão dos músculos oblíquo externo e interno da parede abdominal, juntamente com seus anexos à margem costal, revelará que o diafragma e o transversos abdominal formam uma folha contínua com a fáscia lombar e a bainha do reto, circundando a cavidade abdominal. Ou seja, o diafragma forma uma estrutura contínua com a camada interna da parede abdominal (RIVES; BAKER, 1942). A porção esternal do diafragma é a menor, estendendo-se da camada posterior da bainha do reto e da parte de trás do xifóide até o tendão central do diafragma. Lateralmente à porção esternal do diafragma estão as porções costais, e entre essas porções do diafragma estão áreas cobertas apenas por tecido conjuntivo. De um lado está o triângulo esternocostal direito de Morgani e do outro o triângulo esternocostal esquerdo de Larrey. A porção lombar do diafragma está localizada em ambos os lados da coluna

vertebral, onde se formam as curvas direita e esquerda do diafragma (DOWNEY, 2011).

Sua inervação é garantida essencialmente por neurônios motores alfa que emergem da medula espinhal nas raízes anteriores do terceiro a quinto segmentos cervicais e seguem para baixo, da região do pescoço para a região tóracoabdominal, através do nervo frênico (FERNANDES, 2004). A inervação sensitiva, na parte tendinosa central, provém dos nervos frênicos, enquanto as porções musculares periféricas são inervadas pelos nervos intercostais (6.º a 11.º). O suprimento sanguíneo diafragmático é bastante rico. Como resultado, a necrose do diafragma é extremamente rara. O suprimento sanguíneo arterial para o diafragma é derivado de artérias pericardiofrênicas, artérias musculofrênicas, artérias frênicas superiores e inferiores e artérias intercostais. (ANRAKU; SHARGALL, 2009).

O mecanismo inspiratório do diafragma é uma combinação de três vias, todas influenciadas significativamente pela orientação craniocaudal das fibras musculares e pela existência da zona de oposição. À medida que as fibras musculares encurtam, elas puxam o tendão central na direção caudal, expandindo assim os volumes torácicos com uma ação semelhante ao pistão. Ao mesmo tempo, na inspiração, a cúpula do diafragma desce, empurrando os órgãos abdominais para baixo e aumentando a pressão intra-abdominal. Essa pressão elevada é transmitida através da zona de oposição, empurrando as costelas inferiores para fora, resultando na expansão da caixa torácica (DE TROYER; ESTENNE, 1988). Na ventilação normal, a excursão do diafragma apresenta de 1 a 2 cm, mas durante a

inspiração forçada pode ocorrer uma excursão de 7 a 11 cm. (GIERADA *et al.*, 1995; WADE, 1954; YAMAGUTI *et al.*, 2007).

A disfunção diafragmática pode ser classificada como paralisia, fraqueza ou eventração. Geralmente é sugerida inicialmente pela elevação diafragmática na radiografia de tórax (YEH; HALTON; GRAY, 1990). A elevação causada por paralisia ou fraqueza geralmente envolve um hemidiafragma inteiro, enquanto a elevação secundária à eventração envolve apenas uma porção de um hemidiafragma. Na disfunção, o hemidiafragma comprometido pode ser diminuído pela atrofia muscular. (WILCOX; PARDY, 1989). Ela pode ser unilateral ou, menos comum, bilateral. O comprometimento unilateral é frequentemente assintomático e descoberto incidentalmente. Porém, em alguns casos, os pacientes podem apresentar ortopnéia ou dispnéia ao esforço. Ao contrário do comprometimento unilateral, a disfunção diafragmática bilateral é geralmente sintomática e pode levar à insuficiência ventilatória (QURESHI, 2009).

A musculatura ventilatória em disfunção pode evoluir para hipoventilação alveolar e insuficiência respiratória dependendo da gravidade do acometimento (RATNOVSKY; ELAD; HALPERN, 2008). Como consequência, pode ser necessária a utilização de um suporte ventilatório por pressão positiva, seja ele administrado de forma não-invasiva, por máscara, ou de forma invasiva, através da inserção de um tubo endotraqueal. Entretanto, estas medidas terapêuticas temporárias poderão se prolongar caso a musculatura ventilatória não tenha condições de gerar volumes e pressões pulmonares satisfatórios, conduzindo à perpetuação da ventilação mecânica, mais fraqueza diafragmática e, por consequência, dificuldade de desconectar o paciente do dispositivo de ventilação artificial (VELLOSO; JARDIM,

2006).

2.2 ULTRASSONOGRAFIA DIAFRAGMÁTICA

No livro *The Principia: Mathematical Principles of Natural Philosophy*, escrito por Isaac Newton em 1687, inaugura-se a teoria matemática da propagação sonora no ar. Nele consta os princípios matemáticos de filosofia natural que incluem o primeiro tratado de som (BRAY et al., 1998).

Mais tarde, em 1877, John William Strutt (também conhecido como Lord Rayleigh) publicou *The Theory of Sound*, que se tornou a base da ciência do ultrassom. (HACKMANN, 1984a).

Em 1880, Pierre e Jacques Curie fizeram uma importante descoberta que eventualmente levou ao desenvolvimento do transdutor ultrassom moderno. Os irmãos Curie observaram que quando a pressão era aplicada a cristais de quartzo, uma carga elétrica era gerada. Essa carga era diretamente proporcional à força aplicada a ela, e o fenômeno foi chamado de piezoeletricidade. (NEWMAN; ROZYCKI, 1998).

Em 1915, Chilowsky, em conjunto com Newman e Paul Langevin, um eminente físico francês, desenvolveu um hidrofone (HACKMANN, 1984b). Esse trabalho pioneiro contribuiu muito para o conhecimento de gerar e receber ondas de ultrassom, uma parte importante do princípio do eco de pulso do SONAR.

Os estudos em relação ao SONAR (Sound Navigation and Ranging) desenvolvidos durante a primeira guerra mundial foram retomados durante a segunda guerra mundial. Este dispositivo foi primeiramente utilizado com

finalidades militares na navegação. Com o aprimoramento do SONAR, começou a ser desenvolvida a ultrassonografia com objetivos não-militares, principalmente na metalurgia, em que foram considerados os precursores dos aparelhos de ultrassonografia utilizados em medicina. (DESCH; SPROULE; DAWSON, 1946).

Na década de 1920 e 1930, o ultrassom foi utilizado para tratamento, principalmente para membros de equipes europeias de futebol. Na área da saúde a utilização do ultrassom iniciou-se no campo terapêutico, mesmo sem comprovação científica acerca de sua aplicação, desde o tratamento de doenças reumáticas até a neurocirurgia. (MIYAJIMA *et al.*, 1952)

Karl Theodore Dussik, psiquiatra e neurologista, começou a estudar ultrassonografia no final da década de 1930 em conjunto com seu irmão Friederich, que era físico. Em 1937, os irmãos Dussik usaram um transmissor de 1,5 MHz para registrar variações na amplitude da energia detectada ao escanear o cérebro humano (WHITE, 1988).

Douglass Howry, um dos pioneiros da década de 1940, teve um papel importante no desenvolvimento de aparelhos de ultrassom. Howry concentrou-se no desenvolvimento de equipamentos e na teoria aplicada ao ultrassom (KOCH, 1993). No início dos anos 1950, Edler, cardiologista, propôs que o ultrassom pudesse ter um papel na avaliação cardíaca. Investigações subsequentes resultaram na primeira máquina de imagem cardíaca bidimensional em tempo real (ASBERG, 1967; HERTZ, 1967). Na mesma época, os primeiros registros simultâneos de fluxo sanguíneo no modo M e no Doppler intracardíaco foram descobertos por Lindstrom. (LINDSTRÖM, 1991).

Na década de 1960, a ultrassonografia ainda apresentava limitações em

relação a aquisição lenta das imagens e a baixa resolução causada pelo movimento do paciente. Porém, na década seguinte, os avanços na tecnologia de ultrassonografia aceleraram e seu uso em muitas especialidades médicas tornou-se rotina (LEVI, 1997).

Melhorias no campo da eletrônica, como os conversores analógicos e digitais, resultaram em imagens de ultrassom ainda melhores. Os scanners digitais, lançados no mercado em 1976, forneciam imagens estáveis, reproduzíveis e de fácil leitura. (MEIRE, 1995; SEIBERT, 1995).

Durante a década 1980, vários refinamentos e variações de transdutores e máquinas de ultrassom serviram para melhorar as imagens de ultrassom e expandir o uso da tecnologia (NEWMAN; ROZYCKI, 1998).

O exame ultrassonográfico, atualmente, passou a ser confortável ao paciente, pois o transdutor é o responsável por transformar os ecos refletidos pelo interior do corpo humano em sinais que serão decodificados eletronicamente em uma imagem que será interpretada pelo profissional que estiver realizando o exame. (DONALD, 1962). O ultrassom é uma ferramenta que pode ser utilizada na prevenção e diagnóstico de doenças; como adjuvante em procedimentos invasivos ou não invasivos, para avaliações realizadas na área clínica, cirúrgica e em pesquisas. (SLADKEVICIUS; VALENTIN; MARSÁL, 1994).

Nos últimos anos, a ultrassonografia vem ganhando destaque na avaliação da mobilidade do diafragma por apresentar algumas vantagens em relação a outras técnicas utilizadas tradicionalmente (HOUSTON *et al.*, 1994). Dentre elas está a medição precisa da excursão do diafragma que é fundamental para entender a função diafragmática.

A doença diafragmática, por exemplo, pode se manifestar como um hemidiafragma elevado na radiografia de tórax (NASON *et al.*, 2012). No entanto, a radiografia de tórax é inadequada para avaliar a função diafragmática (KORIN *et al.*, 1992). A função do diafragma e a sua fadiga contrátil são mais bem avaliadas através da estimulação elétrica ou magnética do nervo frênico, porém estes exames necessitam de equipamentos específicos e pessoas capacitadas. Por outro lado, o movimento diafragmático é prontamente estudado por fluoroscopia, e essa técnica pode ser valiosa no diagnóstico da paralisia diafragmática (HOUSTON *et al.*, 1995).

Como técnica, a fluoroscopia é primariamente qualitativa. Ela é especificamente focada na detecção de distúrbios do movimento e é limitado a normal, reduzido, ausente ou paradoxal. A fluoroscopia não pode visualizar anatomicamente as estruturas suprafrênicas e subfrênicas relacionadas ao redor do diafragma. Além disso, a fluoroscopia está sujeita a erros geométricos e de ampliação devido à rotação do feixe divergente dos raios-x. (HOUSTON *et al.*, 1994).

Além disso, a fluoroscopia requer transporte do paciente e usa radiação ionizante. Um método alternativo e interessante é a ultrassonografia. A ultrassonografia tem muitas vantagens sobre a fluoroscopia, incluindo a ausência de radiação ionizante, baixo custo, imagens em tempo real e a possibilidade de uso à beira do leito (HOUSTON *et al.*, 1995).

O equipamento de ultrassonografia apresenta dois modos de configuração para avaliarmos o diafragma. Estes modos são conhecidos como modo bidimensional (modo B) e o modo de movimento (modo M) (AKIYAMA; ISHIKAWA; TAKEUCHI, 2000). No modo B, a ultrassonografia identifica o diafragma na interface

entre o pulmão e o órgão sólido subfrênico (JOUSELA *et al.*, 1992). O modo bidimensional também é usado para identificar o melhor local para geração de imagens no modo M. O modo M é um modo de geração de imagens dependente do tempo, monodimensional, que registra posições sucessivas do diafragma em relação ao tempo. Permite uma medição mais fácil da espessura do diafragma e facilita a quantificação da sua excursão. (HAJI *et al.*, 2016).

Não existe padronização para obtenção da imagem ultrassonográfica do diafragma. Várias abordagens para a ultrassonografia diafragmática têm sido empregadas e podem variar em relação ao posicionamento e a orientação do transdutor na parede torácica. As principais limitações em qualquer abordagem são a interposição pulmonar e a perda da imagem do ultrassom causada pelas costelas sobrejacentes, especialmente na ventilação profunda. (HARRIS; GIOVANNETTI; KIM, 1983).

Idealmente, o transdutor deve ser colocado em um ângulo de incidência perpendicular à direção do movimento do diafragma. O posicionamento subcostal do transdutor pode minimizar a interposição pulmonar; no entanto, o feixe é frequentemente direcionado obliquamente ao ângulo de incidência, o que prejudica a resolução da imagem e precisão da medição. Além disso, o gás intestinal, particularmente na flexura esplênica, ainda pode causar a perda da janela acústica, interferindo com a imagem. (DRUMMOND; ALLAN; LOGAN, 1986).

O hemidiafragma direito é o mais estudado, o que pode ser devido à proximidade do hemidiafragma direito com a superfície do fígado e, portanto, melhor visibilidade (KIM *et al.*, 2011). O posicionamento do transdutor nos espaços intercostais inferiores, entre as linhas axilares anteriores e posteriores, permite uma

direção do feixe de ultrassom perpendicular ao movimento do diafragma e minimiza a interferência do gás intestinal, especialmente no hemidiafragma esquerdo, proporcionando uma melhor visualização desta hemicúpula.

As abordagens mais utilizadas para avaliar a mobilidade de ambas hemicúpulas diafragmáticas são: transversal anterior e intercostal inferior. Em relação à hemicúpula direita a abordagem transversal anterior é realizada posicionando o transdutor entre as linhas axilares e hemiclaviculares anteriores, na região subcostal; e direcionado medial, cranial e dorsalmente, de modo que o feixe de ultrassom atinja perpendicularmente o terço posterior do hemidiafragma. Em se tratando da hemicúpula esquerda, o transdutor é posicionado entre as linhas axilares anterior e média; na região subcostal, para obter a melhor imagem na abordagem transversal anterior (BOUSSUGES; GOLE; BLANC, 2009). Já na abordagem intercostal inferior, o transdutor é colocado longitudinal e perpendicularmente na face lateral da parede torácica, nos espaços intercostais inferiores entre as linhas axilares anterior e posterior para avaliar ambas hemicúpulas (HAJI *et al.*, 2016).

2.3 ELETROESTIMULAÇÃO DIAFRAGMÁTICA

Para Robinson e Snyder-Mackler (2001), a eletroestimulação neuromuscular pode ser usada clinicamente para excitar nervos periféricos com a intenção de facilitar o movimento e fortalecer a musculatura, permitindo uma melhora nas atividades fisiológicas. Em geral, a eletricidade terapêutica tem sido usada para a manutenção ou obtenção de força muscular, redução de edema, aplicação de medicação pela via

transcutânea, cicatrização de feridas crônicas e aceleração da recuperação de fraturas com dificuldade de consolidação (ANDREWS *et al.*, 2000). A estimulação elétrica é aplicada comumente com intensidades suficientemente altas para produzir contração muscular e pode ser ofertada ao músculo durante o movimento ou sem que esteja ocorrendo movimento funcional (KITCHEN *et al.*, 2003).

Em se tratando da musculatura diafragmática, a corrente elétrica, com finalidade terapêutica, capaz de desencadear potenciais de ação, promove reações biológicas e fisiológicas, através de eletrodos transcutâneos posicionados sobre pontos motores do nervo frênico desencadeando a contração muscular (SILVA; VIEIRA, 2009).

A eletroestimulação neuromuscular diafragmática é a ventilação artificial produzida através de corrente elétrica aplicada com eletrodos de superfície na base do tórax (GHEDINI *et al.*, 2016). Essa estimulação tem como objetivo a manutenção ou a melhora da função respiratória (NASCIMENTO; AQUIN, 2000).

O interesse em eletroestimar o músculo diafragma vem sendo objeto de pesquisa há mais de um século. Ziemsssem em 1857 relatou que estímulos elétricos aplicados na superfície da base do pescoço produziram contrações diafragmáticas (FERNANDES, 2004). Em 1866, ele publicou um livro relatando outros casos em que foi usada a eletroestimulação neuromuscular do diafragma para o tratamento de doenças respiratórias e ressuscitação de pacientes (GEDDES *et al.*, 1988; GEDDES, 1998).

Friedberg, em 1866, usou a eletroestimulação neuromuscular do diafragma, colocando os eletrodos no pescoço e no sétimo espaço intercostal (GEDDES *et al.*, 1988). Hamilton, 1872, descreveu que a localização dos eletrodos para uma melhor

estimulação do nervo frênico seria na base do pescoço (GEDDES *et al.*, 1988).

Outros pesquisadores utilizaram a estimulação elétrica do nervo frênico como método para produzir contração do músculo diafragma. Neste mesmo ano, Duchenne observou que a eletroestimulação neuromuscular do nervo frênico gerava movimentos inspiratórios potentes em cadáveres após vários minutos pós-morte. Alguns anos depois, Hufeland também relatou a eficácia da eletroestimulação neuromuscular do diafragma para produzir inspiração em pacientes com distúrbios respiratórios (GEDDES *et al.*, 1988).

Após este período, Geddes *et al.* (1988) apontam uma cessação na pesquisa com eletroestimulação neuromuscular do diafragma, atribuída supostamente ao período das grandes guerras mundiais, com a difusão da ventilação mecânica, entre outras descobertas. Esse período de escassez foi quebrado somente na década de 50, por Sarnoff *et al.* (1948) que conseguiram estimular os pontos motores do nervo frênico de uma criança, obtendo um volume corrente inspiratório igual ou superior ao alcançado com a ventilação espontânea. Ele também obteve sucesso ao estimular nove pacientes com distúrbios ventilatórios causados por poliomielite bulbar aguda usando eletrodos monopolares na região do pescoço.

Em 1951, surgiu na Alemanha, a técnica do pulmão elétrico, descrita por Knodt (1951). Esse dispositivo era composto por um estimulador de dois canais. Um deles produzia a inspiração, sendo posicionado sobre o diafragma na base do tórax. O outro, que gerava a expiração, foi posicionado na região do abdômen. O aparelho produzia uma frequência de 50 Hz e a amplitude era aumentada linearmente para que a contração fosse gradual (GEDDES *et al.*, 1988).

Em 1953, o Laboratório norte-americano, chamado Batrow, patenteou um eletroestimulador que gerava o movimento de inspiração com o posicionamento de um eletrodo na região do processo xifoide e outro eletrodo dispersivo colocado nas costas. O eletrodo ativo era formado por uma câmara de argônio a baixa pressão que fluorescia no momento que era estimulada por uma corrente elétrica de baixa frequência. Este eletrodo era colocado sobre a pele por meio de uma esponja umedecida. Para produzir uma inspiração suave, a intensidade da corrente tinha um aumento linear (GEDDES *et al.*, 1988).

Gray e Field, em 1959, também utilizaram o aparelho Batrows em 24 pacientes em que 16 possuíam distúrbios ventilatórios e 8 eram saudáveis. Estes eletrodos geravam inspirações e expirações por intermédio do estímulo elétrico. Os resultados apontaram que todos eles tiveram aumento nos volumes ventilatórios. Os volumes gerados com esta estimulação foram em torno de 500 a 1200 ml, sendo que com a associação da estimulação abdominal estes índices apresentaram um aumento de 1.14 a 2.2 vezes, exceto em dois pacientes que acabaram sendo excluídos da amostra por não conseguirem o sincronismo entre o ritmo ventilatório fisiológico, com o produzido pelo equipamento (GEDDES *et al.*, 1988). Goldenthal (1961) comparou os efeitos da estimulação unilateral e bilateral do diafragma. Ele utilizou o estimulador da marca Batrow, com frequência de 60 Hz e largura de pulso de 0,007 ms. A musculatura do diafragma apresentou uma contração simétrica nas duas hemicúpulas quando o eletrodo foi colocado na região central do processo xifoide, no entanto, mostrou assimetria quando o eletrodo foi colocado sob o sétimo espaço intercostal. Mesmo com êxito nas pesquisas, o dispositivo não foi comercializado pelo receio de que ele fosse colocado em locais indevidos nas

peessoas, gerando uma ventilação ineficiente e, também, por escassez de trabalhos acerca da segurança e parâmetros para aplicação (FERNANDES, 2004; GEDDES *et al.*, 1988).

O maior avanço na aplicação da Estimulação Elétrica dos Nervos frênicos foi a demonstração por Glenn *et al.* (1986), onde a estimulação contínua do diafragma era possível usando estímulos elétricos de muito baixa frequência na faixa de 11 a 13 Hz.

Com a evolução de seus experimentos, Geddes *et al.* (1988) observaram a manutenção da saturação de oxigênio arterial em um cão com parada respiratória induzida, e que os impulsos de baixa intensidade de corrente estimulariam o diafragma na região paraxifoidiana e o nervo torácico longo no sexto, sétimo e oitavo espaços intercostais. Já impulsos de alta intensidade estimulariam músculos abdominais no ponto paraxifoidiano e o diafragma no sexto, sétimo e oitavo espaços intercostais.

Mier *et al.* (1987) estimularam eletricamente o diafragma de cento e dez pacientes, sendo vinte e seis portadores de disfunção muscular diafragmática e os demais considerados grupo controle e verificaram através de eletroneuromiografia e pressão transdiafragmática que 95% dos pacientes apresentaram um incremento na função muscular do diafragma.

Geddes *et al.* (1990) em seus estudos com cães descobriram que quando se trabalhava com uma frequência de estímulo em torno de 25 Hz a eletroventilação era mais eficiente e não causava fadiga. Neste estudo foram utilizados eletrodos na região axilar anterior e a frequência variou entre 2 e 38Hz, para a mensuração do volume de ar de cada inspiração foi utilizado um pneumotacógrafo programado para

tal função. Os autores observaram que o fluxo de ar inspirado se manteve tranquilo até a frequência ser reduzida a valores inferiores a 22Hz. Através da análise dos dados coletados, os autores concluíram que estímulos com frequências em torno de 25Hz poderiam gerar uma ventilação eficiente e sem causar fadiga, já que a amostra foi estimulada eletricamente por 5 horas consecutivas sem que ocorresse alteração do fluxo inspirado.

Segundo Geddes e Simmons (1991), Cuello, Masciantonio, Mendoza (1991) e Fernandes (2004), os parâmetros do protocolo de estimulação diafragmática elétrica transcutânea são os seguintes: 1) a corrente deveria ser modulável para ajustamento do tempo de subida de 1 segundo, tempo de sustentação de 1 segundo e tempo de relaxamento de 2 segundos; 2) a frequência seria em torno de 25 Hz a 30 Hz; 3) o pulso deveria estar entre 0,1ms e 10ms; 4) os eletrodos deveriam ser fixados em pontos paraxifoidianos ou intercostais; 5) a intensidade deveria ser a mínima para uma contração visível; 6) o tempo indicado seria de 20 minutos; 7) a eletroneuromiografia seria o método para avaliar, pois só seriam candidatos os pacientes com nervos frênicos íntegros.

Cuello, Masciantonio e Mendoza (1991), utilizaram o protocolo proposto por Geddes e Simmons (1991), no tratamento de cinco pacientes, sendo quatro com ruptura do nervo frênico após-cirurgia cardíaca e um com sequelas respiratórias de poliomielite. A estimulação foi realizada com eletrodos descartáveis, postos bilateralmente no sexto, sétimo, oitavo espaço intercostal na linha média axilar durante vinte minutos, quatro vezes ao dia. Os pacientes foram avaliados antes e depois do procedimento por radioscopia e avaliação espirométrica (Volume Corrente, Capacidade Vital, Ventilação Máxima Voluntária, Capacidade Pulmonar

Total e Pressão Máxima Inspirada). Neste trabalho foi relatado que os resultados obtidos demonstraram ganho de excursão diafragmática na radioscopia, bem como incrementos nos valores espirométricos dos pacientes tratados.

Em um estudo de caso, *Ayas et al.* (1999), aplicaram a eletroestimulação neuromuscular do diafragma em um paciente com lesão cervical alta que fazia uso de um marca-passo frênico, removido devido a uma infecção no receptor esquerdo a fim de evitar a atrofia do diafragma por desuso. O paciente necessitou de ventilação mecânica por oito meses até que a infecção fosse curada. Durante este período foi aplicada a eletroestimulação em uma das hemicúpulas diafragmáticas por 30 minutos ao dia e avaliado através da mensuração do volume corrente e ultrassonografia. Os resultados foram, segundo os autores, significativos sendo que a espessura do diafragma que não teve estímulo após oito meses de ventilação mecânica se encontrava menor em relação ao que foi estimulado (0.18 versus 0.28 cm) e com uma diferença no volume corrente de 220 para 770 ml, mas citam a necessidade de estudos que desenvolvam protocolos mais precisos para este tipo de tratamento.

3 REFERÊNCIAS

AIRES, MM. **Fisiologia**. 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1999.

AKIYAMA, N.; ISHIKAWA, S.; TAKEUCHI, T. Ultrasonographic evaluation of the influence of different postures on diaphragmatic motion in mechanically ventilated patients. **European Journal of Ultrasound: Official Journal of the European Federation of Societies for Ultrasound in Medicine and Biology**, v. 11, n. 3, p. 205–211, 2000. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/s0929-8266\(00\)00089-6](https://doi.org/10.1016/s0929-8266(00)00089-6).

ANDREWS, James R. *et al.* **Reabilitação física das lesões desportivas**. 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

ANRAKU, Masaki; SHARGALL, Yaron. Surgical conditions of the diaphragm: anatomy and physiology. **Thoracic Surgery Clinics**, v. 19, n. 4, p. 419–429, v, 2009. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.thorsurg.2009.08.002>.

ASBERG, A. Ultrasonic cinematography of the living heart. **Ultrasonics**, v. 5, p. 113–117, 1967. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/s0041-624x\(67\)80012-x](https://doi.org/10.1016/s0041-624x(67)80012-x).

AYAS, Najib T. *et al.* Prevention of Human Diaphragm Atrophy with Short Periods of Electrical Stimulation. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, v. 159, n. 6, p. 2018–2020, 1999. Disponível em: <https://doi.org/10.1164/ajrccm.159.6.9806147>.

BOBBIA, Xavier *et al.* Diaphragmatic excursion measurement in emergency patients with acute dyspnea: toward a new diagnostic tool? **The American Journal of Emergency Medicine**, v. 34, n. 8, p. 1653–1657, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.ajem.2016.05.055>.

BOUSSUGES, Alain; GOLE, Yoann; BLANC, Philippe. Diaphragmatic Motion Studied by M-Mode Ultrasonography: Methods, Reproducibility, and Normal Values. **Chest**, v. 135, n. 2, p. 391–400, 2009. Disponível em: <https://doi.org/10.1378/chest.08-1541>.

BRAY, J. P. *et al.* Ultrasonographic examination of the pharynx and larynx of the normal dog. **Veterinary Radiology & Ultrasound: The Official Journal of the American College of Veterinary Radiology and the International Veterinary Radiology Association**, v. 39, n. 6, p. 566–571, 1998. Disponível em: <https://doi.org/10.1111/j.1740-8261.1998.tb01653.x>.

CUELLO, Alfredo F.; MASCIANTONIO, Laura; MENDOZA, Sandra M. Estimulación diafragmática eléctrica transcutánea. **Med. intensiva**, v. 8, n. 4, p. 194–202, 1991.

DE TROYER, A.; ESTENNE, M. Functional anatomy of the respiratory muscles. **Clinics in Chest Medicine**, v. 9, n. 2, p. 175–193, 1988.

DESCH, CH; SPROULE, DO; DAWSON, WJ. The detection of cracks in steel by means of supersonic waves. **J Iron Steel Inst Lond**, 1946. 153, p. 319–352.

DONALD, I. “Sonar”: a new diagnostic echo-sounding technique in obstetrics and gynaecology. **Proceedings of the Royal Society of Medicine**, v. 55, p. 637–638, 1962.

DOWNEY, Robert. Anatomy of the normal diaphragm. **Thoracic Surgery Clinics**, v. 21, n. 2, p. 273–279, ix, 2011. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.thorsurg.2011.01.001>.

DRUMMOND, G. B.; ALLAN, P. L.; LOGAN, M. R. Changes in diaphragmatic position in association with the induction of anaesthesia. **British Journal of Anaesthesia**, v. 58, n. 11, p. 1246–1251, 1986. Disponível em: <https://doi.org/10.1093/bja/58.11.1246>.

FERNANDES, GA. **A eficácia de um protocolo utilizando a estimulação diafragmática elétrica transcutânea (edet) sobre a força muscular do diafragma, avaliada através da pimax, e sobre a expansibilidade torácica, verificada através da cirtometria dinâmica**. 2004. Monografia do Centro de Ciências Biológicas e da Saúde Curso de Fisioterapia, Cascavel, 2004.

GEDDES, L. A. *et al.* Electrically produced artificial ventilation. **Medical Instrumentation**, v. 22, n. 5, p. 263–271, 1988.

GEDDES, L. A. *et al.* Optimum stimulus frequency for contracting the inspiratory muscles with chest-surface electrodes to produce artificial respiration. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 18, n. 1, p. 103–108, 1990. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/bf02368420>.

GEDDES, L. A.; SIMMONS, A. Artificial respiration in the dog by percutaneous, bilateral, phrenic nerve stimulation. **The American Journal of Emergency Medicine**, v. 9, n. 6, p. 527–529, 1991. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/0735-6757\(91\)90104-R](https://doi.org/10.1016/0735-6757(91)90104-R).

GEDDES, LA. Electrical ventilation: a missed opportunity. **Biomedical Instrumentation & Technology**, v. 32, p. 401–414, 1998.

GHEDINI, R. G.; ESPINEL, J. E. O.; FELIX, E. A.; PALUDO, A. E. O. *et al.* Effectiveness of diaphragmatic stimulation with single-channel electrodes in rabbits. **J Bras Pneumol**, 39, n. 4, p. 490-494, 2013 Jun-Aug 2013.

GHEDINI, R. G.; MARGARITES, A.; FELIX, E. A.; XAVIER, R. G. *et al.* Development of a new experimental model of intramuscular electrical stimulation of the diaphragm in rabbits. **Acta Cir Bras**, 25, n. 6, p. 475-478, Dec 2010.

GHEDINI, R. G.; PALUDO, A. E. O.; MARIANO, R.; SILVA, É. *et al.* Technique for implanting intramuscular electrodes in the diaphragm by videolaparoscopy in pigs. **Acta Cir Bras**, 31, n. 2, p. 138-142, Feb 2016.

GHEDINI, R.G.; DE OLIVEIRA PALUDO, A.; MARIANO, R.; FRANCO SILVA, É. *et al.* Proposal of a New Electrode and Modality of Electrical Stimulation for Diaphragmatic Pacemakers. **Ann Thorac Surg**, 105, n. 6, p. 1851-1854, 06 2018.

GIERADA, D. S. *et al.* Diaphragmatic motion: fast gradient-recalled-echo MR imaging in healthy subjects. **Radiology**, v. 194, n. 3, p. 879–884, 1995. Disponível em: <https://doi.org/10.1148/radiology.194.3.7862995>.

GLENN, W. W. *et al.* Twenty years of experience in phrenic nerve stimulation to pace the diaphragm. **Pacing and clinical electrophysiology: PACE**, v. 9, n. 6, p. 780–784, 1986. Disponível em: <https://doi.org/10.1111/j.1540-8159.1986.tb06627.x>.

GOLDENTHAL, S. Bilateral and unilateral activation of the diaphragm in the intact

human. External electrical stimulation by capacitive coupling as recorded by cineradiography. **Connecticut Medicine**, v. 25, p. 236–238, 1961.

GOLIGHER, Ewan C. *et al.* Measuring diaphragm thickness with ultrasound in mechanically ventilated patients: feasibility, reproducibility and validity. **Intensive Care Medicine**, v. 41, n. 4, p. 642–649, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00134-015-3687-3>.

HACKMANN, W. Organizing science for the war at sea. *In*: **Seek and Strike**. London: Crown, 1984 a. p. 11–43.

HACKMANN, W. Underwater acoustics before the first world war. *In*: **Seek and Strike**. London: Crown, 1984 b.

HAJI, K. *et al.* Interpreting diaphragmatic movement with bedside imaging, review article. **Journal of Critical Care**, v. 34, p. 56–65, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jcrc.2016.03.006>.

HARRIS, R. S.; GIOVANNETTI, M.; KIM, B. K. Normal ventilatory movement of the right hemidiaphragm studied by ultrasonography and pneumotachography. **Radiology**, v. 146, n. 1, p. 141–144, 1983. Disponível em: <https://doi.org/10.1148/radiology.146.1.6849035>.

HERTZ, C. Hellmuth. Ultrasonic engineering in heart diagnosis*. **The American Journal of Cardiology**, v. 19, n. 1, p. 6–17, 1967. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/0002-9149\(67\)90257-3](https://doi.org/10.1016/0002-9149(67)90257-3).

HOUSTON, J. G. *et al.* Ultrasound assessment of normal hemidiaphragmatic movement: relation to inspiratory volume. **Thorax**, v. 49, n. 5, p. 500–503, 1994. Disponível em: <https://doi.org/10.1136/thx.49.5.500>.

HOUSTON, J. G. *et al.* Comparison of ultrasound with fluoroscopy in the assessment of suspected hemidiaphragmatic movement abnormality. **Clinical Radiology**, v. 50, n. 2, p. 95–98, 1995. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/s0009-9260\(05\)82987-3](https://doi.org/10.1016/s0009-9260(05)82987-3).

JOUSELA, I. *et al.* Diaphragmatic movement using ultrasound during spontaneous and mechanical ventilation: effect of tidal volume. **Acta Anaesthesiologica**

Belgica, v. 43, n. 3, p. 165–171, 1992.

KIM, Won Young *et al.* Diaphragm dysfunction assessed by ultrasonography: influence on weaning from mechanical ventilation. **Critical Care Medicine**, v. 39, n. 12, p. 2627–2630, 2011. Disponível em: <https://doi.org/10.1097/CCM.0b013e3182266408>.

KITCHEN, Sheila *et al.* **Eletroterapia: prática baseada em evidências**. Barueri/SP: Manole, 2003.

KNODT, H. Artificial respiration with the electric lung. **Arztl Wochensh**, v. 6, n. 12, p. 281–283, 1951.

KOCH, E. B. In the image of science? Negotiating the development of diagnostic ultrasound in the cultures of surgery and radiology. **Technology and Culture**, v. 34, n. 4, p. 858–893, 1993.

KORIN, H. W. *et al.* Respiratory kinematics of the upper abdominal organs: a quantitative study. **Magnetic Resonance in Medicine**, v. 23, n. 1, p. 172–178, 1992. Disponível em: <https://doi.org/10.1002/mrm.1910230118>.

LEVI, S. The history of ultrasound in gynecology 1950-1980. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 23, n. 4, p. 481–552, 1997. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/s0301-5629\(96\)00196-2](https://doi.org/10.1016/s0301-5629(96)00196-2).

LINDSTRÖM, K. Carl Hellmuth Hertz. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 17, n. 5, p. 421–424, 1991. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/0301-5629\(91\)90177-x](https://doi.org/10.1016/0301-5629(91)90177-x).

MEIRE, HB. An historical review. *In: Basic Ultrasound*. West Sussex: John Wiley & Sons, 1995. p. 1–7.

MIER, A. *et al.* Phrenic nerve stimulation in normal subjects and in patients with diaphragmatic weakness. **Thorax**, v. 42, n. 11, p. 885–888, 1987. Disponível em: <https://doi.org/10.1136/thx.42.11.885>.

MIYAJIMA, G. *et al.* Detection of intracranial disease by pulsed ultrasound. **Tokyo Medical Journal**, v. 72, p. 37, 1952.

NASCIMENTO, Patricia; AQUIN, EE. A aplicação da eletroestimulação transcutânea diafragmática em indivíduos normais. **Fisioterapia Brasil**, v. 1, n. 1, p. 15–18, 2000.

NASON, Laura K. *et al.* Imaging of the Diaphragm: Anatomy and Function. **RadioGraphics**, v. 32, n. 2, p. E51–E70, 2012. Disponível em: <https://doi.org/10.1148/rg.322115127>.

NEWMAN, P. G.; ROZYCKI, G. S. The history of ultrasound. **The Surgical Clinics of North America**, v. 78, n. 2, p. 179–195, 1998. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/s0039-6109\(05\)70308-x](https://doi.org/10.1016/s0039-6109(05)70308-x).

PACIA, E. B.; ALDRICH, T. K. Assessment of diaphragm function. **Chest Surgery Clinics of North America**, v. 8, n. 2, p. 225–236, 1998.

QURESHI, Asher. Diaphragm paralysis. **Seminars in Respiratory and Critical Care Medicine**, v. 30, n. 3, p. 315–320, 2009. Disponível em: <https://doi.org/10.1055/s-0029-1222445>.

RATNOVSKY, Anat; ELAD, David; HALPERN, Pinchas. Mechanics of respiratory muscles. **Respiratory Physiology & Neurobiology**, v. 163, n. 1–3, p. 82–89, 2008. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.resp.2008.04.019>.

RIVES, J. D.; BAKER, D. D. ANATOMY OF THE ATTACHMENTS OF THE DIAPHRAGM: THEIR RELATION TO THE PROBLEMS OF THE SURGERY OF DIAPHRAGMATIC HERNIA. **Annals of Surgery**, v. 115, n. 5, p. 745–755, 1942. Disponível em: <https://doi.org/10.1097/0000658-194205000-00004>.

ROBINSON, AJ; SNYDER-MACKLER, L. **Eletrofisiologia clínica: eletroterapia e teste eletrofisiológico**. 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2001.

SARNOFF, S. J.; HARDENBERGH, E.; WHITTENBERGER, J. L. Electrophrenic Respiration. **Science (New York, N.Y.)**, v. 108, n. 2809, p. 482, 1948. Disponível em: <https://doi.org/10.1126/science.108.2809.482>.

SARWAL, Aarti *et al.* Interobserver Reliability of Quantitative Muscle Sonographic

Analysis in the Critically Ill Population. **Journal of Ultrasound in Medicine: Official Journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine**, v. 34, n. 7, p. 1191–1200, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.7863/ultra.34.7.1191>.

SCOTT, Samantha *et al.* Diaphragm ultrasonography as an alternative to whole-body plethysmography in pulmonary function testing. **Journal of Ultrasound in Medicine: Official Journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine**, v. 25, n. 2, p. 225–232, 2006. Disponível em: <https://doi.org/10.7863/jum.2006.25.2.225>.

SEIBERT, J. A. One hundred years of medical diagnostic imaging technology. **Health Physics**, v. 69, n. 5, p. 695–720, 1995. Disponível em: <https://doi.org/10.1097/00004032-199511000-00006>.

SFERRAZZA PAPA, Giuseppe Francesco *et al.* A Review of the Ultrasound Assessment of Diaphragmatic Function in Clinical Practice. **Respiration; International Review of Thoracic Diseases**, v. 91, n. 5, p. 403–411, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1159/000446518>.

SILVA, EG; VIEIRA, D. Estimulação Diafragmática Elétrica Transcutânea na melhora do metabolismo da musculatura respiratória: revisão. **Revista Mineira de Ciências da Saúde**, v. 1, n. 1, p. 69–80, 2009.

SLADKEVICIUS, P.; VALENTIN, L.; MARSÁL, K. Endometrial thickness and Doppler velocimetry of the uterine arteries as discriminators of endometrial status in women with postmenopausal bleeding: a comparative study. **American Journal of Obstetrics and Gynecology**, v. 171, n. 3, p. 722–728, 1994. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/0002-9378\(94\)90088-4](https://doi.org/10.1016/0002-9378(94)90088-4).

VELLOSO, Marcelo; JARDIM, José Roberto. Funcionalidade do paciente com doença pulmonar obstrutiva crônica e técnicas de conservação de energia. **Jornal Brasileiro de Pneumologia**, v. 32, n. 6, p. 580–586, 2006. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/S1806-37132006000600017>.

WADE, O. L. Movements of the thoracic cage and diaphragm in respiration. **The Journal of Physiology**, v. 124, n. 2, p. 193–212, 1954.

WHITE, DN. Neurosonology pioneers. **Ultrasound in Medicine and Biology**, v. 14, p. 541–561, 1988.

WILCOX, Pearce G.; PARDY, Richard L. Diaphragmatic weakness and paralysis. **Lung**, v. 167, n. 1, p. 323–341, 1989. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/BF02714961>.

YAMAGUTI, Wellington Pereira dos Santos *et al.* Ultrasound evaluation of diaphragmatic mobility in different postures in healthy subjects. **Jornal Brasileiro De Pneumologia: Publicacao Oficial Da Sociedade Brasileira De Pneumologia E Tisiologia**, v. 33, n. 4, p. 407–413, 2007. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/s1806-37132007000400009>.

YEH, H. C.; HALTON, K. P.; GRAY, C. E. Anatomic variations and abnormalities in the diaphragm seen with US. **Radiographics: A Review Publication of the Radiological Society of North America, Inc**, v. 10, n. 6, p. 1019–1030, 1990. Disponível em: <https://doi.org/10.1148/radiographics.10.6.2259759>.

ZAMBON, Massimo *et al.* Assessment of diaphragmatic dysfunction in the critically ill patient with ultrasound: a systematic review. **Intensive Care Medicine**, v. 43, n. 1, p. 29–38, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00134-016-4524-z>.

4 JUSTIFICATIVA

O diafragma é o principal músculo da ventilação, sendo responsável por cerca de 70% da capacidade inspiratória. Durante a fase inspiratória, ele contrai em conjunto com outros músculos, diminuindo a pressão intratorácica e expandindo a cavidade torácica. Por ser um músculo esquelético, o diafragma é suscetível a perda de massa muscular com possível diminuição do seu desempenho e função.

A disfunção diafragmática invariavelmente leva a sensação de dispneia, ortopneia e disfunções ventilatórias que necessitem de suporte ventilatório. Esta medida terapêutica, no primeiro momento, pode ser de extrema relevância, porém a dependência da terapia por pressão positiva por tempo prolongado pode culminar no aumento da disfunção diafragmática e na dificuldade de desconectar o paciente do dispositivo da ventilação mecânica acarretando inúmeras consequências desfavoráveis. Por isso existe a necessidade de aprimorarmos as técnicas e terapêuticas que nos permitam garantir o mínimo de perda da função diafragmática ao longo da permanência dos pacientes em suporte por pressão positiva.

A estimulação elétrica neuromuscular transcutânea é uma técnica utilizada como ferramenta para a manutenção ou melhora da força muscular. Para a realização da estimulação elétrica do diafragma, a correta localização dos seus pontos motores é fundamental para uma boa execução da técnica. Dentre as ferramentas de avaliação da função diafragmática, a ultrassonografia é um dos métodos tradicionalmente utilizados para avaliar a sua mobilidade e espessura muscular. Por ser um método não invasivo, de baixo custo, facilmente realizada à

beira do leito e com imagens geradas em tempo real; oferece poucos riscos e complicações durante sua realização.

O presente estudo, portanto, propõe a utilização da ultrassonografia torácica com o objetivo de auxiliar na identificação dos pontos motores do diafragma para a efetiva aplicação da estimulação elétrica transcutânea.

5 OBJETIVOS

5.1 Objetivo Geral

- Desenvolver um modelo de estimulação elétrica transcutânea do diafragma, identificando seus pontos motores com o auxílio ultrassonografia em indivíduos adultos.

5.2 Objetivos Específicos

- Mapear a localização dos pontos motores diafragmáticos, com o intuito de obter sua efetiva contração por estímulos elétricos;
- Avaliar a reprodutibilidade da metodologia de localização dos pontos motores com auxílio da ultrassonografia torácica;
- Verificar a tolerância e factibilidade da técnica de estimulação elétrica transcutânea do diafragma em ambiente hospitalar.

6 PRODUÇÃO CIENTÍFICA

6.1 ARTIGO

Effectiveness of chest ultrasound on the transcutaneous electrical stimulation of diaphragm rehabilitation

Effectiveness of chest ultrasound on the transcutaneous electrical stimulation of diaphragm rehabilitation

Guilherme Siqueira Jordan¹, Rodrigo Guellner Ghedini², Cristiano Feijó Andrade³

Abstract

Objective: To develop a model for assessing the diaphragm with thoracic ultrasound during transcutaneous electrical diaphragmatic stimulation as a potential tool for rehabilitation.

Setting: Hospital de Clínicas de Porto Alegre, Adult Inpatient Unit.

Participants: Twelve clinically stable adult patients, in spontaneous breathing, without the need for ventilatory support, who met our inclusion criteria.

Interventions: Subjects were placed in the supine position with their heads elevated at 45°. The bilateral mobility of the diaphragm was initially evaluated by ultrasound, followed by mapping of the chest wall and its motor points between the sixth, seventh, and eighth intercostal spaces. Electrodes were placed on the motor points and electrical stimulation was applied to both hemidiaphragms. The wave amplitude and mobility of the diaphragm during electrical stimulation were analyzed by thoracic ultrasound.

Results: The waveform generated by diaphragm excursion, visualized by M-mode ultrasound, was different in its form when the muscle was electrically stimulated, showing a change in pattern. There was no statistically significant difference in the excursion range of diaphragm contraction when images of both sides were compared before and during electrical stimulation.

Conclusion: The ultrasound allowed the assessment of diaphragmatic mobility and of a change in the pattern of muscle contraction caused by electrical stimulation. We successfully performed the electrical stimulation of the motor points of the diaphragm located at the base of the chest, observing muscle contraction and reporting patient sensitivity. This model is a potential tool for muscle rehabilitation in patients with diaphragmatic weakness from different causes.

Keywords

Diaphragm, ultrasound, electrical stimulation.

¹ Physical Therapist at Hospital de Clínicas de Porto Alegre

² Physical Therapist at Hospital de Clínicas de Porto Alegre

³ Physician at Hospital de Clínicas de Porto Alegre

Introduction

The diaphragm is the most important ventilatory muscle (1-3) and, as any skeletal muscle, is susceptible to mass loss and atrophy caused by disuse, which leads to its dysfunction and results in a significant change in diaphragmatic mobility (4-6).

Electrical stimulation of the diaphragm is a therapeutic approach that aims to increase or maintain inspiratory muscle strength and function (7-10). Methods that employ electrodes implanted directly into the muscle have been developed, but are invasive and have specific applications (11, 12). Transcutaneous electrical diaphragmatic stimulation (TEDS) is a methodology with rehabilitation potential; one of the major challenges for this technique is how to evaluate diaphragm function in a specific, noninvasive, timesaving, and easily performed (bedside) manner when this muscle is electrically stimulated.

The clinical and scientific importance of assessing the diaphragm's contractile activity and structural dimensions is increasing (13). Techniques normally used to diagnose diaphragmatic dysfunction have several disadvantages: Electroneuromyography, for example, is painful, uncomfortable, and presents risks to patients due to its invasiveness (14); fluoroscopy exposes them to ionizing radiation (15, 16); and magnetic resonance imaging is expensive, complex, and requires their transportation to radiology units (1). Moreover, in case of transdiaphragmatic pressure examination and plethysmography, these techniques

present indirect results and are time-consuming and uncomfortable (17, 18).

An alternative method to assess the dynamic function of the diaphragm is the ultrasound, which is highly reproducible, non-invasive, displays images in real time, and offers the possibility of bedside use (19). The diaphragmatic excursion visualized through ultrasound has been routinely used to assess patients with ventilatory dysfunction or in need of mechanical ventilation, as well as patients in prolonged ventilatory support and the ideal moment of extubation (20, 21).

The development of a reliable and reproducible protocol to assist in the correct positioning of the electrodes and in the assessment of muscle contraction is important for an effective therapeutic application of the electric current. This study proposes the development of a model for electrical stimulation of the diaphragm using ultrasound as a tool to assess effectiveness and diaphragmatic mobility at the bedside, aiming to improve muscle strength and rehabilitation in adult patients.

Methodology

A total of 12 participants were evaluated and participated in the study between April and September 2019. This study was in accordance with the Declaration of Helsinki and was approved by the Ethical Committee of Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA). The trial is listed in Rebec - Brazilian Registry of Clinical Trials, guided by Resolution No. 466/12 of the National Health Council (22).

We included in this study patients undergoing clinical treatment in an adult inpatient unit who agreed to participate by signing a free and informed consent form. We excluded patients with altered levels of consciousness, significant thoracic deformities, pleural and lung complications, recent abdominal and thoracic surgery,

neuromuscular diseases, and a body mass index (BMI) above 30.

Localization of motor points

The diaphragm motor points were located with a pen-type electrode connected to a current generator (Fig 1A); the electrode was slowly and continuously moved in order to explore the area between the sixth, seventh, and eighth intercostal spaces in the midaxillary line (Fig 1B). A dispersive or ground electrode was attached to the side of the abdominal wall. Motor point location was determined by the observation of visible and palpable contraction of the stimulated hemidiaphragm and an increased sensitivity to electrical current reported by the participant (Fig 1B). The electric current was supplied by the Physio Stim device (HTM Electronics, São Paulo, Brazil), with an unpolarized current of approximately 25 mA. The located motor point was then marked with a dermographic pen to facilitate the subsequent application of the technique (Fig. 1C).

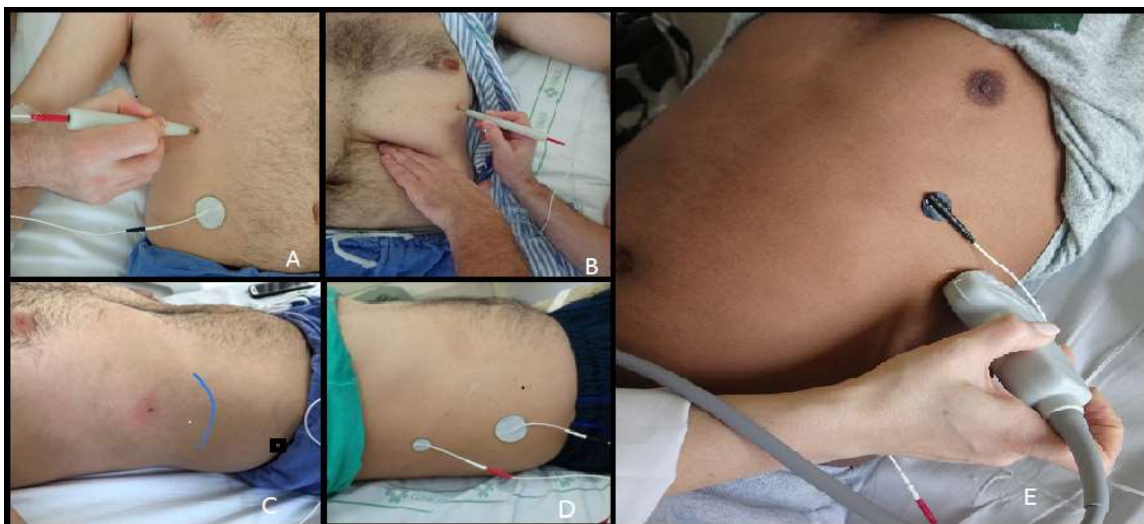


Figure 1 – Identification of diaphragm motor points on the inferior portion of the thoracic

cage, confirmed by ultrasound. (A) Searching for the motor points; (B) palpation of the subcostal region and contraction of the diaphragm; (C) identification and marking of the motor point on the skin with a demographic pen; (D) positioning of the electrodes on the motor point; (E) evaluation of contraction and diaphragmatic motion with ultrasound.

Diaphragmatic ultrasound

Diaphragmatic excursion was measured by ultrasonography using a Sonosite Ultrasound System (Bothell, USA) and a Micromaxx convex transducer (C60) with the frequency ranging from 2 to 5 MHz. The acoustic window of the right hemidiaphragm was reached by placing the convex transducer between the midclavicular and axillary lines, in the abdominal area, just below the costal line (Fig 1E). The transducer was medial, cranial, and dorsally directed so that the perpendicular ultrasound beam reached the third posterior portion of the hemidiaphragm. To acquire images on the left side, the transducer was positioned on the subcostal region between the anterior line and the midaxillary line. All images were obtained with B-mode ultrasound.

After initial visualization of the diaphragm, the equipment was set to the M-mode for visualizing the movement pattern on each side. The diaphragmatic excursion curve in M-mode was frozen to enable the analysis of the movement pattern. Images were recorded for further analysis by a blinded professional.

Diaphragmatic electrostimulation

Electrical stimulation of the diaphragm was performed using a self-adhesive electrode with an area of 1 cm² positioned on the previously marked skin surface of the motor point, as well as a 4-cm² dispersive electrode positioned on the abdominal

wall (Fig 1D). The Physio Stim device was used for providing a depolarized current of 50 Hz. Current intensity was adjusted in order to produce adequate muscle contraction without causing discomfort or the contraction of large adjacent muscles.

Description of the procedure

The participant was placed on the bed in the supine position with a 45° elevation of the head. The patient was undressed and regions of interest on the chest and abdomen were evaluated with ultrasound for bilateral diaphragmatic mobility and for assessing baseline ventilation, followed by an exploration of the chest to identify the location of motor points on both sides.

A 1-cm² electrode was placed on this point and electrical stimulation started to achieve visible and palpable contraction of the right diaphragm. Once the effective diaphragmatic contraction was ascertained, B-mode ultrasound was used to locate the diaphragm and M-mode ultrasound verified the amplitude, time, and waveform of diaphragmatic excursion during electrical stimulation.

The procedure on the left side was similar to that for the right side, with some peculiarities: the transducer was placed on the subcostal region, between the anterior and midaxillary lines, to obtain the best image. After initial diaphragm detection with the B-mode, the machine was set to the M-mode for visualizing the movement pattern. The waves of both diaphragm sides, in M-mode, were frozen for measuring range (in millimeters) and for analyzing their shape and form.

Statistical analysis

Data was recorded on a Microsoft Office Excel spreadsheet. For statistical analyses, we used the SPSS software version 20. Initially, the Shapiro-Wilk test was performed for verifying data distribution. Variables with a normal distribution were expressed as means \pm standard deviations (SDs) and were compared with a Student's t-test. The level of significance was 5% ($\alpha < 0.05$).

Results

Twelve patients were recruited within the study period. Their clinical characteristics are presented in Table 1 (age, height, sex and BMI). There were no dropouts or exclusions of participants.

Table 1 - Participant characteristics

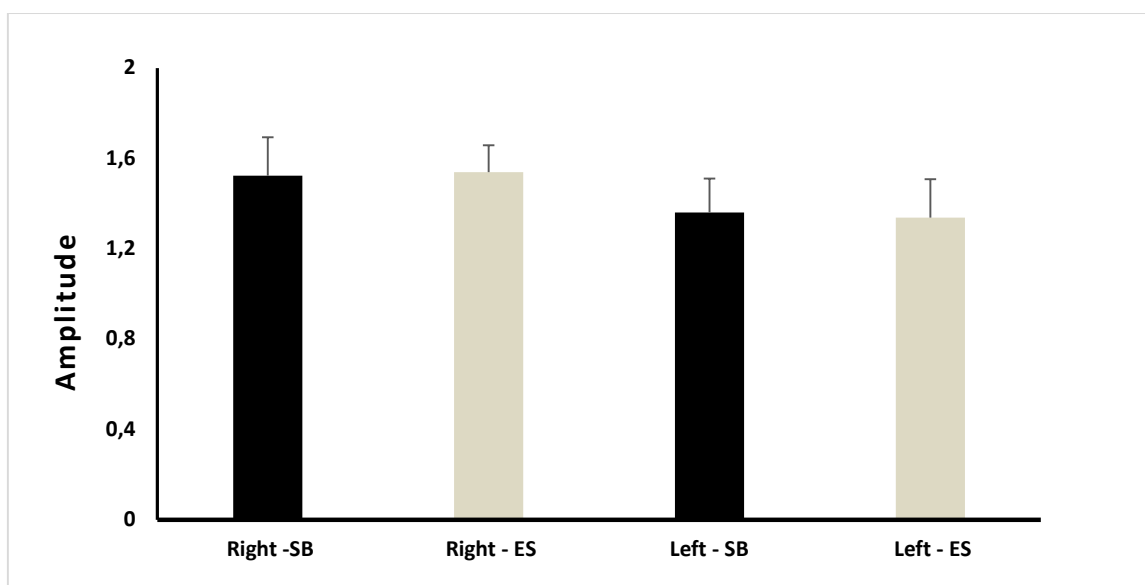
	Age (years)	Height (cm)	Weight (kg)	BMI (kg/m²)
P1	61	176	92	29.7
P2	19	161	60.5	23.2
P3	30	165	80	29.6
P4	22	191	65	17.8
P5	62	161	70	27
P6	39	155	44	18
P7	36	156	53	21.8
P8	42	175	64	20.90
P9	62	164	72	26.8
P10	41	160	62	24.2
P11	30	168	84	29.7
P12	37	187	89	25.5
Mean \pm SD	40.08 \pm 14.15	168 \pm 0.11	69.62 \pm 13.91	24.51 \pm 4.1
Median	38	164	67.5	24.85

During data collection, it was found greater difficulty in acquiring left hemidiaphragm images. The subcostal ultrasound approach and concomitant electrical stimulation of the diaphragm presented no anatomical overlap on the chest. The strength employed for holding the ultrasound transducer during electrical stimulation of the diaphragm had to be increased because the contraction of abdominal muscles was strong and made it difficult to acquire a clear image.

There were no problems in the acquisition of ultrasound images of both diaphragms regarding increases in abdominal fat, including in patients with a BMI within the limit stipulated in this research, ie, 30 Kg/m². Mean BMI was 24.51 kg/m² (SD, 4.1 kg/m²), as shown in Table 1.

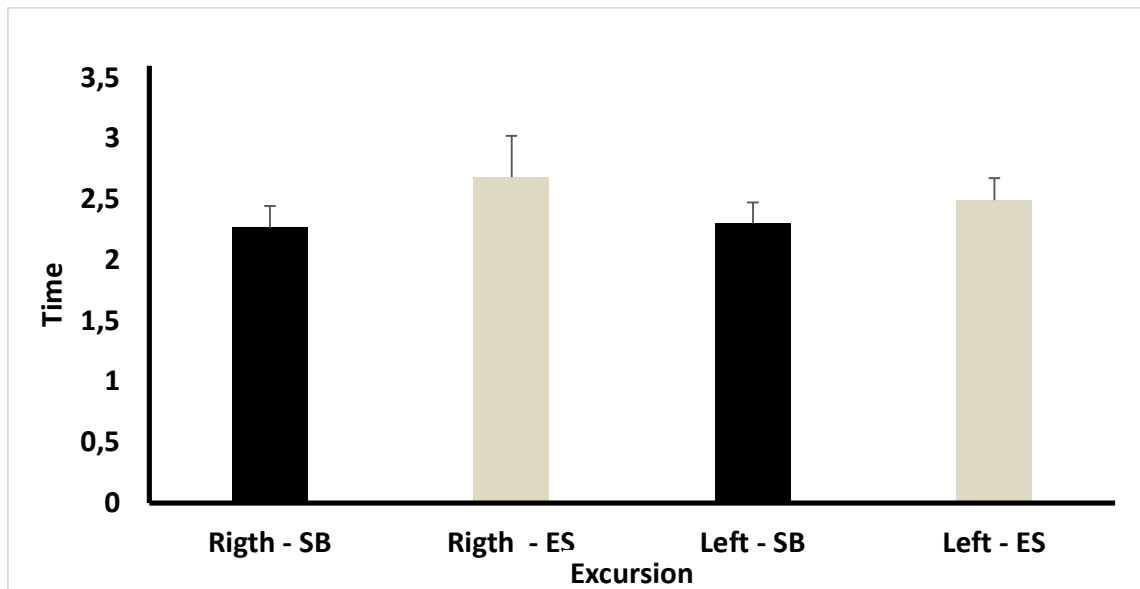
Data on mean diaphragm excursion and contraction times of both hemidiaphragms before and during electrical stimulation are presented in Figure 1.

Graphic 1 – Amplitude of diaphragmatic excursion.



Mean diaphragmatic excursion (in centimeters) before and during electrical stimulation. SB – spontaneous breath; ES – electrical stimulation.

Graphic 2 – Diaphragm contraction time



Mean diaphragmatic contraction time (in seconds) before and during electrical stimulation. SB – spontaneous breath; ES – electrical stimulation.

There were no statistically significant differences between diaphragmatic excursion and contraction before and during electrical stimulation in both hemidiaphragms.

We observed a difference in waveform between diaphragmatic excursion images obtained before and during electrical stimulation. There was a marked difference in both sides of the diaphragm, as shown in Figures 2C and 2D. During stimulation, diaphragmatic excursion showed some striking features that were clearly related and synchronized to the electrical stimulus. A clear change was noted on the pattern of diaphragmatic motion, showing a shortening of the rise and fall time combined with an increase in support time, almost forming a plateau. There were no

increases in excursion amplitude or contraction time.

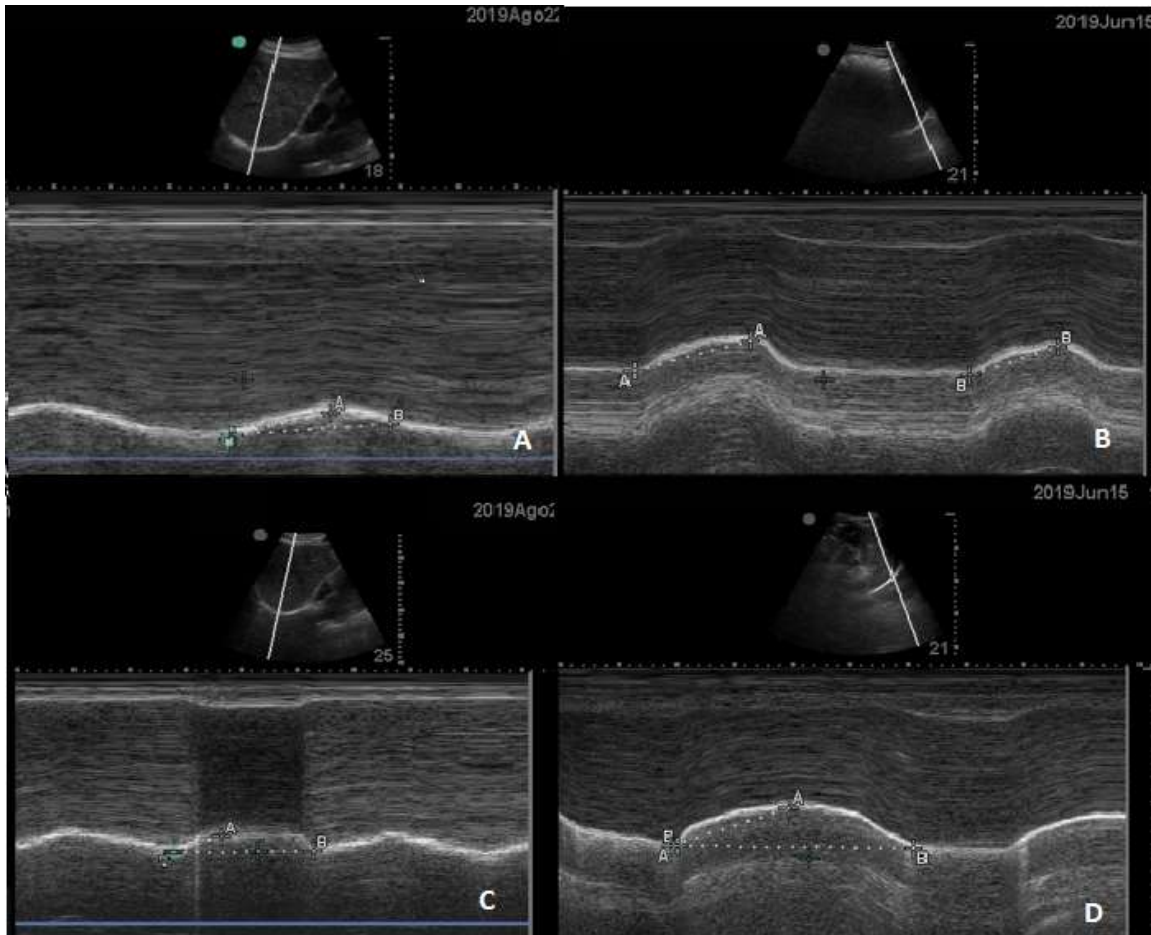


Figure 2 – Comparison of the shape of the M-mode ultrasound track before and during electrostimulation of the right and left hemidiaphragms. a) and c), path shape of the right diaphragm; b) and d), path shape of the left diaphragm.

We were able to observe diaphragm muscle contraction while electrically stimulating specific points in the lateral region of the thorax between the sixth, seventh, and eighth intercostal spaces in all individuals. The participants reported increased sensitivity to the electrical current during stronger muscle contractions.

All participants stayed in the supine position during the evaluations and none

had limitations such as pain, shortness of breath, or anxiety. In only one patient, we needed to increase the height of the headboard in order to obtain a better window for observing the movement of the right hemidiaphragm.

Discussion

During the sonographic evaluation of the diaphragm, images of the right hemidiaphragm were more easily obtained than those of the left side. The acquisition of ultrasound images of the left diaphragm is more difficult due to a lower acoustic window caused by the spleen or by the interposition of gastric air bubbles (18, 23, 24).

When simultaneously performing a sonographic evaluation with electrical stimulation of the diaphragm, we observed the contraction of muscles of the abdominal wall. This muscle contraction displaced the transducer and hindered a reliable evaluation of diaphragmatic mobility. The problem was solved by achieving effective muscular contraction of the diaphragm with minimum current intensity and, at the same time, positioning and holding the transducer so that it does not miss the region to be evaluated. The transducer, when positioned on the subcostal abdominal region to evaluate diaphragmatic mobility, interferes with abdominal movements and directly influences respiratory patterns (25, 26); it can change the patient's breathing pattern and interfere with the evaluation performed during baseline ventilation.

The presence of subcutaneous fat on the chest wall clearly increased the difficulty of the electrical stimulation of the diaphragm and held its contraction, often requiring an increase in the intensity of the electric current or in the pressure applied on the electrodes. The electrical current always follows a path of lower resistance,

which is related to the impedance of the tissue (27).

No participants presented problems for obtaining images of both hemidiaphragms due to the accumulation of abdominal and chest fat. This finding is possibly linked to the fact that we did not include patients with a BMI greater than 30 kg/m². An increase in adipose tissue thickness leads to ultrasound beam attenuation with consequent blurring of the image and may lead to false diagnoses or false-negative results in obese patients (BMI > 30 kg/m²) (28, 29).

The relationship between diaphragmatic mobility and BMI, Kantarci (30) found that healthy individuals with a BMI of 18.5 kg/m² presented decreased diaphragmatic movement and that, as the BMI increased, diaphragmatic excursion also increased. In this study, there was no correlation between diaphragmatic excursion and BMI. However, we observed that increased BMI was related to a need for increasing the intensity of the electric current in order to achieve satisfactory diaphragmatic contraction.

As for the difference in diaphragmatic excursion and contraction time, when comparing the left and right sides before and during electrical stimulation, no significant increase in diaphragmatic movement was observed. We believe that, in individuals without altered strength or mobility, electrical stimulation should not be able to produce a stimulus greater than that produced by the intact nervous system. However, when analyzing the ultrasound images, clear differences were observed in the layout of diaphragmatic excursion in both hemidiaphragms. When the diaphragm was electrically stimulated on the motor point, changes were introduced in its ascent (inspiration), support (almost a plateau), and descent (expiration), which was compatible with the time of each phase of electrical stimulation. These

characteristics were present in all images, and synchrony was observed between the applied current and the ultrasound stroke of diaphragmatic excursion.

The anatomical location of the diaphragm motor points agreed with those previously described in the literature (8, 31): near the axillary line between the sixth, seventh, and eighth intercostal spaces. During the scanning of motor points with a pen-type electrode, we found that the more anterior to the thorax, the higher the location of the point, and the reverse was also true. We believe this to be explained by the diaphragmatic anatomy within this delimited area (between the sixth, seventh, and eighth intercostal space in the midaxillary line). Motor points from other abdominal wall muscles were found, which could be misleading. This finding is one of the possible explanations for the claim by Cancelliero et al. (32) that expiratory muscles also increased their strength when attempts of electrically stimulating the diaphragm were made.

The influence of posture on diaphragmatic movement with impairment observed consistently dependent regions. In the supine position, during anesthesia/paralysis and mechanical ventilation, dependent regions exhibited less diaphragm motion (33, 34). The linear relationship between diaphragm excursion and inspired volume is significantly different depending on the posture (1.02 seated and 1.13 supine) (35, 36). Therefore, in our study, we chose the supine position with the head on a slope of 45° to standardize the assessment and obtain maximum diaphragm excursion.

Conclusion

With the use of ultrasound examinations, we were able to assess diaphragmatic mobility and the change in muscle contraction pattern promoted by electrical stimulation in adults. We were able to perform electrical stimulation of the diaphragm through its motor points located at the base of the chest while observing muscle contraction and reporting the patient's sensitivity.

The diaphragm motor points were located with chest exploration and evaluation of muscle contraction, performed by chest ultrasound. Our technique also proved to be feasible in hospitals and was well accepted and tolerated by the participants. This model is a potential tool for muscle rehabilitation in patients with diaphragmatic weakness from different causes.

The authors would like to thank FIPE/HCPA for the financial support.

Guilherme Siqueira Jordan - <https://orcid.org/0000-0002-7196-0119>

References

1. Gierada DS, Curtin JJ, Erickson SJ, Prost RW, Strandt JA, Goodman LR. Diaphragmatic motion: fast gradient-recalled-echo MR imaging in healthy subjects. *Radiology*. 1995;194(3):879-84.
2. Wade O. Movements of the thoracic cage and diaphragm in respiration. *J Physiol*. 1954;124(2):193-212.
3. Yamaguti WP, Paulin E, Shibao S, Kodaira S, Chammas MC, Carvalho CR. Ultrasound evaluation of diaphragmatic mobility in different postures in healthy subjects. *J Bras Pneumol*. 2007;33(4):407-13.
4. Sassoon CS. Ventilator-associated diaphragmatic dysfunction. *Am J Respir Crit Care Med*. 2002;166(8):1017-8.
5. Shanely RA, Zergeroglu MA, Lennon SL, Sugiura T, Yimlamai T, Enns D, et al. Mechanical ventilation-induced diaphragmatic atrophy is associated with oxidative injury and increased proteolytic activity. *Am J Respir Crit Care Med*. 2002;166(10):1369-74.
6. Powers SK, Shanely RA, Coombes JS, Koesterer TJ, McKenzie M, Van Gammeren D, et al. Mechanical ventilation results in progressive contractile dysfunction in the diaphragm. *J Appl Physiol* (1985). 2002;92(5):1851-8.
7. Nason LK, Walker CM, McNeeley MF, Burivong W, Fligner CL, Godwin JD. Imaging of the diaphragm: anatomy and function. *Radiographics*. 2012;32(2):E51-70.
8. Geddes LA, Voorhees WD, Lagler R, Riscilli C, Foster K, Bourland JD. Electrically produced artificial ventilation. *Med Instrum*. 1988;22(5):263-71.
9. Guellner Ghedini R, de Oliveira Paludo A, Mariano R, Franco Silva É, Lise Simoneti LE, Dalla Giacomassa Rocha Thomaz L, et al. Proposal of a New Electrode and Modality of Electrical Stimulation for Diaphragmatic Pacemakers. *Ann Thorac Surg*. 2018;105(6):1851-4.
10. Ghedini RG, Espinel JeO, Felix EA, Paludo AeO, Mariano R, Holand AR, et al. Effectiveness of diaphragmatic stimulation with single-channel electrodes in rabbits. *J Bras Pneumol*. 2013;39(4):490-4.
11. Ghedini RG, Margarites A, Felix EA, Xavier RG, Andrade CF. Development of a new experimental model of intramuscular electrical stimulation of the diaphragm in rabbits. *Acta Cir Bras*. 2010;25(6):475-8.
12. Ghedini RG, Paludo AeO, Mariano R, Silva É, Thomaz LD, Diehl G, et al.

Technique for implanting intramuscular electrodes in the diaphragm by videolaparoscopy in pigs. *Acta Cir Bras.* 2016;31(2):138-42.

13. Goligher EC, Laghi F, Detsky ME, Farias P, Murray A, Brace D, et al. Measuring diaphragm thickness with ultrasound in mechanically ventilated patients: feasibility, reproducibility and validity. *Intensive Care Med.* 2015;41(4):734.
14. Hutten GJ, van Thuijl HF, van Bellegem AC, van Eykern LA, van Aalderen WM. A literature review of the methodology of EMG recordings of the diaphragm. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20(2):185-90.
15. Ayoub J, Metge L, Dauzat M, Lemerre C, Pourcelot L, Préfaut C, et al. [Diaphragm kinetics coupled with spirometry. M-mode ultrasonographic and fluoroscopic study; preliminary results]. *J Radiol.* 1997;78(8):563-8.
16. McCauley RG, Labib KB. Diaphragmatic paralysis evaluated by phrenic nerve stimulation during fluoroscopy or real-time ultrasound. *Radiology.* 1984;153(1):33-6.
17. Lerolle N, Guérot E, Dimassi S, Zegdi R, Faisy C, Fagon JY, et al. Ultrasonographic diagnostic criterion for severe diaphragmatic dysfunction after cardiac surgery. *Chest.* 2009;135(2):401-7.
18. Scott S, Fuld JP, Carter R, McEntegart M, MacFarlane NG. Diaphragm ultrasonography as an alternative to whole-body plethysmography in pulmonary function testing. *J Ultrasound Med.* 2006;25(2):225-32.
19. Houston JG, Fleet M, Cowan MD, McMillan NC. Comparison of ultrasound with fluoroscopy in the assessment of suspected hemidiaphragmatic movement abnormality. *Clin Radiol.* 1995;50(2):95-8.
20. Bobbia X, Clément A, Claret PG, Bastide S, Alonso S, Wagner P, et al. Diaphragmatic excursion measurement in emergency patients with acute dyspnea: toward a new diagnostic tool? *Am J Emerg Med.* 2016;34(8):1653-7.
21. Matamis D, Soilemezi E, Tsagourias M, Akoumianaki E, Dimassi S, Boroli F, et al. Sonographic evaluation of the diaphragm in critically ill patients. Technique and clinical applications. *Intensive Care Med.* 2013;39(5):801-10.
22. Resolução n. 466, de 12 de dezembro de 2012. Aprova diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisas desenvolvendo seres humanos, (2012).
23. Ayoub J, Cohendy R, Dauzat M, Targhetta R, De la Coussaye JE, Bourgeois JM, et al. Non-invasive quantification of diaphragm kinetics using m-mode sonography. *Can J Anaesth.* 1997;44(7):739-44.
24. Cohen E, Mier A, Heywood P, Murphy K, Boulton J, Guz A. Diaphragmatic

- movement in hemiplegic patients measured by ultrasonography. *Thorax*. 1994;49(9):890-5.
25. Takazakura R, Takahashi M, Nitta N, Murata K. Diaphragmatic motion in the sitting and supine positions: Healthy subject study using a vertically open magnetic resonance system. *J Magn Reson Imaging*. 2004;19(5):605-9.
 26. Jiang JR, Tsai TH, Jerng JS, Yu CJ, Wu HD, Yang PC. Ultrasonographic evaluation of liver/spleen movements and extubation outcome. *Chest*. 2004;126(1):179-85.
 27. Bolfe V, Ribas S, Montebello M, Guirro R. Comportamento da impedância elétrica dos tecidos biológicos durante estimulação elétrica transcutânea. *Revista Brasileira de Fisioterapia*. 2007;11:153-9.
 28. Haberkorn U, Rudat V, Layer G, Zuna I, Lorenz A, van Kaick G. Influence of abdominal wall composition and thickness on ultrasound B scan. *Rofo*. 1991;155(4):327-31.
 29. Wildgrube HJ, Dehwald H. [Value of gray scale analysis for the assessment of ultrasound detected structures in the area of the abdomen]. *Bildgebung*. 1990;57(1-2):11-6.
 30. Kantarci F, Mihmanli I, Demirel MK, Harmanci K, Akman C, Aydogan F, et al. Normal diaphragmatic motion and the effects of body composition: determination with M-mode sonography. *J Ultrasound Med*. 2004;23(2):255-60.
 31. Glenn WW, Phelps ML, Elefteriades JA, Dentz B, Hogan JF. Twenty years of experience in phrenic nerve stimulation to pace the diaphragm. *Pacing Clin Electrophysiol*. 1986;9(6):780-4.
 32. Cancelliero K, Ike D, Sampaio L, Santos V, Stirbulov R, Costa D. Estimulação diafragmática elétrica transcutânea (EDET) para fortalecimento muscular respiratório: estudo clínico controlado e randomizado. *Fisioterapia e Pesquisa*. 2012;19:303-8.
 33. Kraye S, Rehder K, Vettermann J, Didier EP, Ritman EL. Position and motion of the human diaphragm during anesthesia-paralysis. *Anesthesiology*. 1989;70(6):891-8.
 34. Froese AB. Gravity, the belly, and the diaphragm: you can't ignore physics. *Anesthesiology*. 2006;104(1):193-6.
 35. Houston JG, Angus RM, Cowan MD, McMillan NC, Thomson NC. Ultrasound assessment of normal hemidiaphragmatic movement: relation to inspiratory volume. *Thorax*. 1994;49(5):500-3.

36. Houston JG, Morris AD, Howie CA, Reid JL, McMillan N. Technical report: quantitative assessment of diaphragmatic movement--a reproducible method using ultrasound. *Clin Radiol.* 1992;46(6):405-7.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Até o momento, as pesquisas encontradas na literatura não identificavam a precisa localização dos pontos motores do diafragma, tampouco utilizavam a ultrassonografia para comprovação da eletroestimulação diafragmática.

Os estudos sobre a localização dos pontos motores publicados na literatura foram descritos como próximos a linha axilar média entre o sexto, sétimo e oitavo espaços intercostais. No entanto essa área delimitada pelos pesquisadores não apresenta certezas quanto ao ponto exato para colocação dos eletrodos para gerar uma efetiva contração diafragmática.

Este estudo permitiu identificar, através da ultrassonografia, a localização correta dos pontos motores do diafragma para posterior colocação de eletrodos de superfície. Para se obter a localização desses pontos motores, fez-se necessária a varredura da área indicada na literatura com auxílio de um eletrodo tipo caneta. Quando o eletrodo localizava o ponto motor do músculo, era possível visualizar e palpar a contração do diafragma. No entanto, a confirmação de que o músculo a ser contraído era de fato o diafragma, só foi possível através das imagens da ultrassonografia.

A metodologia utilizada neste estudo pôde ser reproduzida em todos os pacientes da pesquisa, pois as etapas de varredura dos pontos motores, contração do diafragma e confirmação por ultrassom foram concluídas em sua totalidade. Os pacientes demonstraram tolerância à aplicação da corrente elétrica e nenhuma dificuldade foi observada em relação à aquisição das imagens ultrassonográficas.

Portanto, a eletroestimulação transcutânea do diafragma, confirmada por ultrassonografia, mostrou-se factível e possível de ser realizada em ambiente hospitalar. Mais estudos são necessários para consolidar, através de um tamanho amostral maior, a efetividade da técnica proposta nesta pesquisa.