



ISAVE – Instituto Superior de Saúde
Fisioterapia
Investigação Aplicada/3º ano - 2º Semestre
2023/2024

A influência da neuromodulação não-invasiva, através das microcorrentes NESA, na mobilidade do nervo mediano e na variabilidade da frequência cardíaca, em jovens saudáveis: um estudo piloto.

Alves, M; Amaro, T; Eira, P; Moura, J, Silva, R

Orientador: Mestre Ana Raquel Abreu

Co-orientadores: Professores Doutores Néilson Azevedo e João Silva

Amares, Isave

RESUMO

Introdução: Patologias do nervo mediano associam-se a vários problemas, podendo causar até 28 dias de ausência laboral por ano. O sistema nervoso autónomo (SNA) poderá estar afetado neste tipo de patologias. Para avaliação de disfunções deste sistema pode ser utilizado a variabilidade da frequência cardíaca (VFC) e para o tratamento as microcorrentes *NESA*, que nos últimos anos tem vindo a crescer como método não-invasivo de neuromodulação, que influencia o SNA.

Objetivo: Analisar a influência da neuromodulação não-invasiva do SNA com microcorrentes *NESA* na mobilidade do nervo mediano e na VFC.

Métodos: Estudo quasi-experimental, transversal, quantitativo e duplo-cego. Dividiram-se dez participantes em grupo de controlo e intervenção. Aplicaram-se microcorrentes *NESA* no segundo. Avaliaram-se cinco variáveis, uma para a amplitude de extensão do cotovelo no *onset of pain* e quatro para a VFC: desvio padrão dos intervalos R-R normais (*SDNN*), raiz quadrada da média dos quadrados das diferenças entre intervalos R-R normais adjacentes (*RMSSD*), baixa frequência (*LF*) e alta frequência (*HF*).

Resultados: O grupo de intervenção apresentou alterações estatisticamente significativas e aumentos em média no *onset of pain* (29,19°) e na VFC: *SDNN* (17,200ms), *RMSSD* (32,00ms). O grupo de controlo apresentou valores reduzidos e até negativos: *onset of pain* (12,64°), *SDNN* (-20ms) e *RMSSD* (-6,6ms) e sem diferenças significativas. O *LF* e *HF* não apresentaram diferenças significativas em nenhum dos grupos.

Conclusões: A neuromodulação não-invasiva com microcorrentes *NESA* parece influenciar positivamente a mobilidade do nervo mediano e a VFC.

Palavras-Chave: Variabilidade da frequência cardíaca; Teste neurodinâmico do membro superior 1; Nervo mediano; Sistema Nervoso Autónomo; Microcorrentes *NESA*.

ABSTRACT

Introduction: Median nerve pathologies are linked to various issues, potentially causing up to 28 days of work absence per year. The autonomic nervous system (ANS) may be affected in these types of conditions. Heart rate variability (HRV) can be used to assess dysfunctions in this system, and for treatment, NESA microcurrents have been growing in recent years as a non-invasive neuromodulation method that influences the ANS.

Objective: To analyze the influence of non-invasive neuromodulation of the ANS through NESA microcurrents on median nerve mobility and HRV.

Methods: Quasi-Experimental, cross-sectional, quantitative and double-blind study. Ten participants were divided into control and intervention groups. NESA microcurrents were applied in the intervention group. Five variables were evaluated, one to the elbow extension amplitude on the onset of pain and four to the HRV: standard deviation of normal R-R intervals (SDNN), square root of mean square of differences between adjacent normal R-R intervals (RMSSD), low frequency (LF) and high frequency (HF).

Results: The intervention group presented significant differences and median increase on the onset of pain (29,19°) and HRV: SDNN (17,2ms) and RMSSD (32ms). In comparison, the control group presented reduced and even reduced values: onset of pain (12,64°), SDNN (-20ms) e RMSSD (6,6 ms) without statistical differences. LF and HF didn't present statistical differences in neither of the groups.

Conclusions: ANS non-invasive neuromodulation through NESA microcurrents seems to positively influence median nerve mobility and heart rate variability.

Keywords: Heart Rate Variability, Upper Limb Neurodynamic Test 1, Median Nerve, Autonomic Nervous System, NESA microcurrents.

Introdução

A principal neuropatia compressiva dos membros superiores é a síndrome do túnel do carpo, a qual corresponde a 90% de todas as neuropatias periféricas (Aroori & Spence, 2008) e consiste na compressão do nervo mediano na sua passagem pelo túnel do carpo, por debaixo do ligamento transverso. (Spinner & Amadio, 2003). Estima-se uma prevalência de aproximadamente 3% na população em geral e de 8% na população trabalhadora. É reconhecida como uma patologia associada a problemas laborais, sociais e económicos, nomeadamente a ausência em média de 28 dias do trabalho no espaço de um ano (Gabrielli et al., 2020) e a realização de cirurgias que, por exemplo desde 1996 até 2006, sofreu um aumento de 38% (Atroshi, 2011; Dale et al., 2013). Outras síndromes do nervo mediano incluem: a síndrome do processo supra-condilar ou síndrome do ligamento de *struthers*, e a síndrome do nervo interósseo anterior, uma ramificação do mediano (Andreisek et al., 2006).

Estes problemas do nervo, além de poderem ser intra-neurais, podem advir de zonas de *entrapment* extra-neurais, que incluem: túneis fibro-ósseos, fibro-musculares ou quando o nervo penetra no músculo. Para além disso, acrescentam-se ligamentos, bandas fibrosas e mesmo cicatrizes como locais de compressão (Nee & Butler, 2006; Spinner & Amadio, 2003).

As principais abordagens de tratamento para este tipo de neuropatias são: não-cirúrgico ou conservador, e procedimento cirúrgico, numa fase mais avançada da patologia. Dentro dos procedimentos fisioterapêuticos destacam-se a mobilização neurodinâmica (Zaheer & Ahmed, 2023), a massagem miofascial, ultrassom, laser, magnetoterapia, terapia por ondas de choque, *transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS)* e diatermia (Huisstede et al., 2018). Outros tipos de tratamento incluem injeção de corticosteróides (Nwawka & Miller, 2016), medicação oral (Jiménez Del Barrio et al., 2018) e o uso de ortóteses (Osiak et al., 2022).

Colocar o nervo em alongamento poderá provocar sintomas nos pacientes de possíveis neuropatias e para isso, os fisioterapeutas frequentemente utilizam os

testes neurodinâmicos para identificar estas mudanças de mecanossensibilidade no sistema nervoso, mais concretamente de um nervo específico (Baselgia et al., 2017).

O *upper-limb neurodynamic test 1 (ULNT1)*, é o teste neurodinâmico que avalia o nervo mediano, tendo sido demonstrado a validade e confiabilidade do teste tanto para indivíduos assintomáticos como sintomáticos (Nee et al., 2012; Oliver & Rushton, 2011; Talebi et al., 2012). A amplitude de movimento e as respostas sensoriais são utilizadas para avaliação dos testes neurodinâmicos. Segundo Coppieters e os seus colaboradores (2001) as medidas de amplitude são essenciais e mais informativas do que as respostas sensoriais. Para estas medidas serve o uso do goniómetro, relacionando-se os resultados com os valores de amplitude normal, através de medidas de amplitude no momento que a dor/desconforto inicial surge e/ou o máximo de dor/desconforto que o indivíduo consegue suportar e através da comparação destes dados entre ambos os membros superiores. Uma resposta patológica para este teste consiste, então, na presença de resistência ao movimento, diminuição de amplitude do cotovelo e reprodução dos sintomas do paciente (Hall & Elvey, 1999; Nee et al., 2012; Vanti et al., 2010).

É comum encontrar na bibliografia a divisão do sistema nervoso em central e periférico (somático e autónomo). Na prática, todas as funções do sistema nervoso são dependentes umas das outras e alterar esta dependência elétrica, química e mecânica irá ter influência nos diferentes tipos de sistemas, órgãos e estruturas (Butler, 2000). O SNA, pela sua inervação no músculo liso, cardíaco e secreções glandulares, está fortemente ligado ao controlo da homeostase corporal (regulação cardiovascular, respiratória, temperatura etc.), assim como às funções viscerais (Biaggioni & Kaufmann, 2014). No entanto são inúmeras as relações indiretas e mesmo diretas com outros sistemas, nomeadamente:

- a existência de fibras autonómicas presentes nas glândulas sudoríparas que são exclusivamente simpáticas e percorrem os nervos periféricos associadas às fibras somatossensoriais que percorrem a mesma área da pele. Por isso, uma lesão de um nervo periférico, como o nervo mediano, pode causar hipohidrose pela degeneração das fibras simpáticas pós-ganglionares nas

áreas de distribuição sensorial do nervo (McLeod, 1993; Mumenthaler & Mattle, 2006).

- relações indiretas com o músculo esquelético principalmente pela regulação do fluxo sanguíneo, através do aumento da frequência cardíaca e da força de contração que permite um melhor suprimento de sangue para os músculos e uma disponibilidade maior de energia para o metabolismo (Di Bona et al., 2020).
- evidências de ligações diretas com o sistema nervoso somático Radovanovic et al., (2015), encontraram ligações anatômicas diretas de inervação simpática nas fibras intrafusais dos músculos. Além disso, verificou-se também o papel do SNA na regulação das atividades da junção neuromuscular (JNM) (Rodrigues et al., 2019), revelando-se assim uma grande importância para entender as disfunções motoras e proprioceptivas associadas a disfunções da JNM ou do fuso muscular durante situações em que a atividade simpática está alterada. Destas, destacam-se situações de stress que podem levar a alterações na capacidade de gerar força muscular, mialgias ou dores crônicas musculares (Passatore & Roatta, 2006).
- a evidência que o sistema nervoso simpático (SNS) está presente nos tendões e nos tecidos paratendinosos (Alpantaki et al., 2005), nomeadamente numa situação de tendinopatia, em que a inervação simpática no paratendão está aumentada quando comparado a tendões saudáveis e indolores (Jewson et al., 2015).

Revela-se assim a importância de ter em conta o SNA no tratamento de disfunções de outros sistemas. Um método de tratamento que apresenta este raciocínio tem vindo a crescer nos últimos anos, a neuromodulação não-invasiva aplicada através das microcorrentes *NESA*, ou *Neuromodulación Superficial Aplicada*. Esta consiste num tratamento global e superficial de microcorrentes de baixa frequência, 1,3 Hertz (Hz)-14,28 Hz, e baixa intensidade de 0,1 a 0,9 miliamperes e voltagem de 3 a 6 volts provocando sensações impercetíveis ao paciente. Estas microcorrentes produzem um circuito bioelétrico e o seu efeito não se traduz somente no músculo ou nervo situado numa área específica. Devido ao

facto de se utilizarem 24 elétrodos em pontos estratégicos do corpo, o efeito é sistémico, percorrendo o corpo globalmente e estimulando o SNA. Estudos indicam benefícios ao nível da qualidade de sono (Medina-Ramírez et al., 2024), funções cognitivas (Teruel-Hernández et al., 2023), bexiga hiperativa (Bonora et al., 2024), ansiedade (Colominas, 2023), neuralgia do trigémio (Riverol, 2023), tendinopatia do aquiles (Zamorano et al., 2023), melhorias do funcionamento do sistema imunitário (Abrante-Escobar, 2023) entre outros.

Um dos parâmetros para avaliação da função do SNA é a análise dos valores da VFC. Esta representa a flutuação no tempo dos intervalos entre batimentos cardíacos adjacentes, conhecidos como os intervalos RR, sendo uma das medidas que melhor reflete o estado do SNA e é facilmente obtida através de métodos não invasivos (Li et al., 2023; McCraty & Shaffer, 2015; Shaffer & Ginsberg, 2017). A variabilidade é alta quando existe uma boa adaptação a fatores intrínsecos e extrínsecos, enquanto uma variabilidade baixa aponta para dificuldades adaptativas do SNA (Li et al., 2023). Exemplo disto revela-se em indivíduos saudáveis, em que a VFC é alta durante períodos de relaxamento, o que significa que o sistema conseguiu adaptar-se. Por outro lado, valores baixos durante atividades físicas ou de stress, indicam que o sistema está numa fase de maior dificuldade adaptativa (Yugar et al., 2023).

Existem expressões da VFC baseadas em transformações matemáticas relacionadas com o tempo, como por exemplo o desvio padrão dos intervalos R-R normais (*SDNN*) e a raiz quadrada da média dos quadrados das diferenças entre intervalos R-R normais adjacentes (*RMSSD*), no domínio da frequência as bandas de baixa frequência (*low frequency - LF*) e alta frequência (*high frequency - HF*) (Shaffer & Ginsberg, 2017).

No domínio do tempo, *SDNN* corresponde a um índice global da VFC e um indicador comum da interação entre o SNS e o parassimpático (SNP). Geralmente valores mais altos refletem então uma função autonómica melhor e com boa capacidade adaptativa e valores mais baixos o oposto. Através da análise deste valor é possível, por exemplo, prever a morbilidade e mortalidade de indivíduos em risco cardíaco, sendo que indivíduos com valores abaixo dos 50 milissegundos (ms)

são considerados de alto risco, 50-100ms de médio risco e acima de 100ms são considerados de baixo risco. Por sua vez, o *RMSSD* é primariamente afetado pelas mudanças mediadas pela atividade vagal, ou seja, pelo SNP. Um aumento da atividade parassimpática está associado a um estado de maior relaxamento e de recuperação e por isso a um aumento dos valores da VFC (Shaffer & Ginsberg, 2017).

No domínio da frequência, as medidas de *HF* ou da banda respiratória refletem também a atividade parassimpática, sendo denominada de banda respiratória porque corresponde às variações da frequência cardíaca relacionada com o ciclo respiratório, mediadas pela atividade vagal. Relativamente à banda *LF*, parece ainda não haver um consenso sobre o seu significado, acreditando-se que esta reflete acima de tudo atividade barorreflexa, tendo assim influência do SNS e SNP, mas com ênfase no primeiro (Camm et al., 1996; Li et al., 2023; Rahman et al., 2011; Shaffer & Ginsberg, 2017).

Assim sendo, este trabalho tem como objetivo principal compreender o impacto da neuromodulação do SNA, através das microcorrentes *NESA* ao nível da mobilidade do nervo mediano, e nos valores da VFC.

Incluindo neste objetivo geral, encontram-se objetivos específicos:

- Avaliar se as microcorrentes *NESA*, influenciam a mobilidade do nervo mediano, através de ganhos de amplitude de extensão do cotovelo durante o *ULNT 1*;
- Avaliar se as microcorrentes *NESA* influenciam os valores da VFC, nomeadamente os valores de *SDNN*, *RMSSD*, *HF* e *LF*.

1. Materiais e Métodos

1.1. Desenho de Investigação

O presente estudo é quantitativo, do tipo quasi-experimental e transversal. As variáveis estudadas são a mobilidade do nervo mediano (*ULNT1*) através da amplitude de extensão do complexo articular do cotovelo e a avaliação da função do SNA através da VFC, nomeadamente os parâmetros SDNN, RMSSD, HF e LF.

1.2. População/Amostra

A amostra foi selecionada por conveniência, sendo constituída por 10 participantes saudáveis, (5 do sexo masculino e 5 do feminino) e com idades entre os 18 e 31 anos (média de 23), os quais participaram voluntariamente neste estudo. Os participantes foram divididos aleatoriamente em dois grupos independentemente do sexo, o grupo de controlo (GC) e o grupo de intervenção (GI), através de distribuição de papéis indicando o número da sala correspondente para intervenção

Todos os benefícios e potenciais riscos do estudo foram explicados. Os critérios de inclusão foram: amplitudes indolores de movimentos passivos e ativos da coluna cervical e membros superiores (Coppieters et al., 2001; Vanti et al., 2010). Como critérios de exclusão: histórico cirúrgico, fratura (nos últimos 6 meses) ou infeção na coluna cervical e membros superiores, radiculopatia cervical, sinais de disfunção músculo-esquelética do membro superior, doenças neurológicas sistémicas, alterações pós-traumáticas no nervo, doença oncológica, síndromes associadas ao nervo mediano e doenças metabólicas sistémicas (Coppieters et al., 2001; Lin et al., 2022; Taheri et al., 2022; Vanti et al., 2010).

1.3. Instrumentos e Materiais

A recolha de dados foi realizada no centro de reabilitação - Nellson Azevedo Terapias Globais, situada em Pousada de Saramagos, Portugal. Foram utilizadas 5 salas (1 para espaço de espera; 1 para recolha de dados da VFC; 1 para recolha de dados de goniometria; e 2 para intervenção com o *NESA*) com os seguintes equipamentos e materiais:

- 4 marquêsas hidráulicas que serviram como base de suporte para posicionar os participantes no decúbito dorsal (DD) e almofadas e rolos para conforto dos mesmos.
- Bancos reguláveis em altura para sentar os participantes.
- 1 goniómetro da marca Neoteck com leitura digital para medição do ângulo de extensão do complexo articular do cotovelo.
- Marcadores adesivos para colocação nos pontos de referência óssea na medição da goniometria.
- 1 dispositivo *Wecardio* para medição dos valores da VFC
- 1 tablet com a aplicação correspondente ao dispositivo *Wecardio* para registo automático dos valores da VFC
- 1 cronómetro para controlo de tempo.
- 2 dispositivos *NESA*.
- 2 mantas para cobrir os participantes durante a intervenção com o *NESA*.
- 2 computadores para a registo de dados de goniometria e da VFC.

1.4. Procedimento

1.4.1. Preparação

Estiveram presentes 5 alunos investigadores de fisioterapia, 1 fisioterapeuta, o orientador e co-orientador deste trabalho. De referir que se usou o método duplo cego em que os alunos investigadores, o orientador e o fisioterapeuta não tinham conhecimento que participantes representavam o GC e o GI.

Informaram-se todos os participantes acerca da realização do teste neurodinâmico, das principais sensações como dormência, aumento de temperatura ou queimadura, picadas, dor, parestesias, alongamento, bem como os principais locais onde essas sensações poderiam ocorrer (Riley et al., 2020). Informou-se também sobre todas as contra-indicações, precauções e potenciais riscos da aplicação das microcorrentes *NESA*, apresentadas no anexo II. Instrui-se ainda aos participantes para a remoção qualquer tipo de metal da superfície do corpo.

Foi reproduzido o teste no membro não dominante para familiarização das sensações reproduzidas e o membro dominante foi escolhido para o teste. O

membro dominante foi considerado aquele que é usado para a função da escrita manual (Van Hoof et al., 2012).

1.4.2. Protocolo Experimental

O protocolo experimental foi aplicado no dia 18 de maio de 2024. O ambiente de recolha foi sempre calmo, de forma que todos os participantes se sentissem confortáveis. Toda a recolha demorou sensivelmente 4 horas, desde a fase de preparação até à conclusão de todos os procedimentos com os participantes.

A recolha de dados da VFC e da goniometria foi sempre medida em 2 momentos, pré e pós a intervenção com as microcorrentes *NESA*. Recolheram-se dados de 2 participantes de cada vez, um do GC e outro do GI. O procedimento para a recolha com o dispositivo de VFC, goniometria, bem como para a intervenção com as microcorrentes *NESA* foi o seguinte:

1.4.2.1. Variabilidade da Frequência Cardíaca

Os participantes permaneceram deitados numa marquesa na posição DD e mediram-se os valores de VFC, a partir do dispositivo portátil *WeCardio*, durante 2 minutos. O dispositivo foi colocado nas duas mãos entre os 2º e o 3º dedos, tal como exibido na figura 1. Os valores fornecidos pelo dispositivo foram: *SDNN* (ms), *RMSSD*, (ms), *LF* (ms) e *HF* (ms), estes foram recolhidos automaticamente do aparelho *WeCardio* para a aplicação correspondente através de um *Tablet* e registados diretamente no *Microsoft Excel*.



Figura 1 – Suporte do dispositivo de VFC pelos participantes (fonte própria)

1.4.2.2. *Upper-Limb Neurodynamic Test 1 - Goniometria*

No mesmo posicionamento, foi realizado o teste neurodinâmico duas vezes, uma pré-intervenção e outra pós-intervenção, por um fisioterapeuta com cerca de 20 anos de experiência clínica na realização do teste. As componentes do teste foram:

- flexão contra-lateral da cervical;
- estabilização da escápula (manter a articulação do ombro numa posição neutra que consiste no primeiro ponto de resistência tecidual);
- abdução e rotação externa do ombro a 90° com cotovelo fletido na mesma amplitude (a coxofemoral do fisioterapeuta estabiliza o ombro nesta posição);
- supinação e extensão máxima de punho e dedos;
- extensão passiva do cotovelo.

Na última componente o fisioterapeuta, com um contacto a estabilizar a escápula e outro a manter a extensão do punho e dedos, realiza a extensão passiva do cotovelo até se atingir a 1ª sensação de dor/*onset of pain* (Grondin et al., 2021; Lohkamp & Small, 2011; Morais et al., 2018).

Com o goniómetro, utiliza-se como eixo o epicôndilo medial do úmero; braço móvel alinhado com o processo estilóide da ulna; e braço fixo com o eixo medial do úmero (Antolinos-Campillo et al., 2014; Lohkamp & Small, 2011; Riley et al., 2020). Foi colocado um marcador adesivo para facilitar a leitura destes pontos de referência, tal como apresentado na figura 2. Uma revisão sistemática sobre

medidas de amplitude articular do cotovelo encontrou um erro máximo de medida de extensão do cotovelo de $10,3^{\circ}$ (Van Rijn et al., 2018). Outro estudante, por sua vez, regista os dados obtidos, tal como exposto na figura 3, e o fisioterapeuta que realiza o teste não toma conhecimento de quem é do GC e do GI para evitar viés de medição.



Figura 2 – Localização dos marcadores adesivos para referências ósseas (fonte própria).



Figura 3 – Medição da Amplitude de extensão do cotovelo com o goniómetro durante o *ULNT1* (fonte própria).

1.4.2.3. Intervenção (NESA)

Ambos os participantes foram sujeitos ao protocolo com as microcorrentes *NESA*, sendo que no GC o aparelho não foi ligado. O facto de estas serem impercetíveis a nível sensorial contribuiu na validação do protocolo experimental (duplo cego). 24 elétrodos foram colocados em contacto com as superfícies corporais referentes a extremidades distais dos diferentes nervos periféricos com menor impedância (local onde a resistência à passagem de corrente elétrica é mais reduzida), na forma de um conjunto de duas luvas e duas meias com 6 elétrodos por peça, como apresentado na figura 4. O conjunto de elétrodos permite a condução de impulsos, através de microcorrentes, até ao elétrodo direcionador, colocado ao nível de C7 (processo espinhoso como referência anatómica). O protocolo utilizado foi a aplicação do programa 4, com frequência mínima de 1,14Hz e máxima de 1,96 Hz e o programa 7, 1,92 Hz até 14,29 Hz durante 15 minutos cada. O programa 4 é utilizado para a disfunção do nervo mediano e o programa 7 é utilizado para a otimização do SNP.

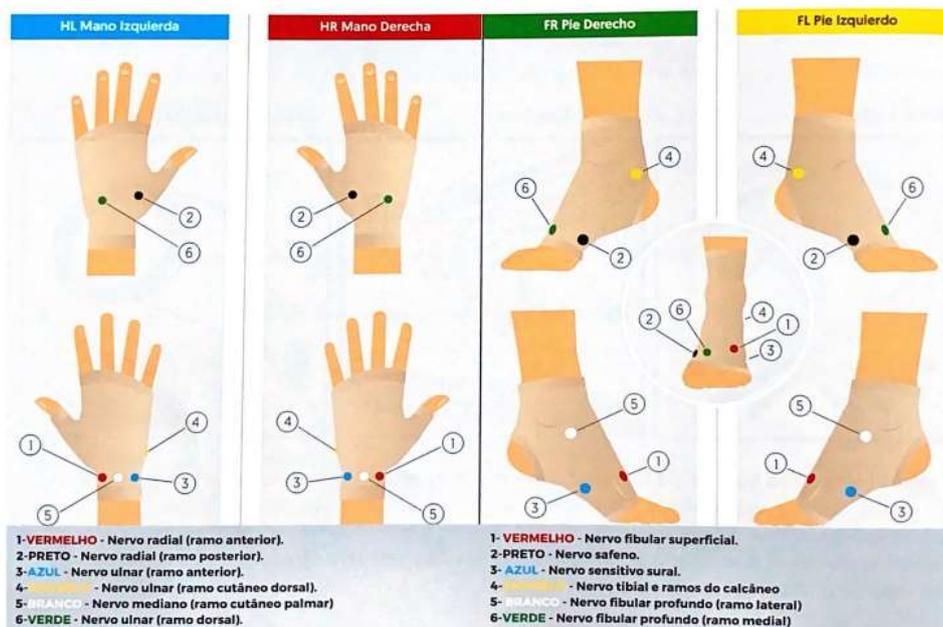


Figura 4 – Localização dos eléctrodos nos locais de menor impedância. Obtido da revista “Formação Neuromodulação Não-Invasiva- NESAWORLD” (2022).



Figura 5 – Posicionamento dos participantes durante a intervenção com as microcorrentes *NESA* (fonte própria)

1.5. Ética

O estudo foi aprovado pela comissão de ética do Centro Interdisciplinar em Ciências da Saúde da instituição ISAVE (Ref.^a 2024/05-03).

Foi entregue um consentimento a todos os participantes, tendo sido informados sobre todos os procedimentos que se iriam desenvolver e os possíveis riscos, a declaração é apresentada no Anexo II. Garantiu-se o anonimato e a confidencialidade dos dados em que foi atribuído um código a cada participante, estes tinham a possibilidade de desistirem a qualquer momento sem nenhum tipo de penalização.

1.6. Análise Estatística

O programa utilizado para o tratamento estatístico foi o *Statistical Package for Social Sciences (SPSS)* versão 25.

Foi efetuada a estatística descritiva para caracterização da amostra. Posteriormente foi efetuada a estatística inferencial, para tal recorreu-se ao teste de diferenças intra-sujeitos e teste t de Student para amostras emparelhadas com nível de significância de 0,05.

A variável independente corresponde à intervenção com as microcorrentes NESA e as variáveis dependentes correspondem aos 5 parâmetros medidos: onset of pain, SDNN, RMSSD, HF, LF.

2. Resultados

Nas tabelas 1 e 2 encontram-se os valores da média das cinco variáveis em estudo (*onset of pain*, *HF*, *LF*, *SDNN* e *RMSSD*), assim como o resultado da aplicação do teste estatístico para o GI e GC pós-intervenção. As cinco variáveis foram analisadas utilizando o teste t de *Student* e com um nível de significância de $p\text{-value}=0,05$.

Tabela 1 – Valores das variáveis *onset of pain*, *SDNN*, *RMSSD*, *HF* e *LF* e resultados da aplicação do teste t de *Student* para o GI.

GI	Média Pré-Intervenção	Média Pós-intervenção	Diferença Média	GI: p-value
Onset of Pain (°)	101,46	130,65	29,19	0,017*
SDNN (ms)	62	79,2	17,2	0,045*
RMSSD (ms)	61,8	93,8	32	0,007*
HF (ms)	55,2	57	1,8	0,818
LF (ms)	43,2	41,6	-1,6	0,833

Tabela 2 – Valores das variáveis *onset of pain*, *SDNN*, *RMSSD*, *HF* e *LF* e resultados da aplicação do teste t de *Student* para o GC.

GC	Média Pré-Intervenção	Média Pós - Intervenção	Diferença Média	GC: p-value
Onset of Pain (°)	101,018	113,658	12,64	0,122
SDNN (ms)	92	72	-20	0,554
RMSSD (ms)	92,2	85,6	-6,6	0,872
HF (ms)	39	51,6	12,6	0,216
LF (ms)	55,4	42,2	-13,2	0,251

Os resultados obtidos para o *onset of pain* revelaram alterações estatisticamente significativas para o GI ($p=0,017$) e sem alterações para o GC ($p=0,122$). Efetivamente a diferença média para o GI foram $29,19^\circ$ e para o GC de $12,64^\circ$, avaliando esta variável de forma isolada, verificaram-se ganhos na

amplitude de movimento em ambos os grupos, destacando os valores obtidos do GI.

Os resultados obtidos através da variável *SDNN* revelaram alterações estatisticamente significativas para o GI ($p=0,045$) e sem alterações para o GC ($p=0,554$). A diferença média para o GI foram 17,2ms e para o GC de -20ms. Efetivamente o aumento dos valores de *SDNN* para o GI pode estar associado a uma melhor adaptação a fatores extrínsecos e intrínsecos do SNA.

Os resultados obtidos através da variável *RMSSD* revelaram alterações estatisticamente significativas para o GI ($p=0,007$) e sem alterações para o GC ($p=0,872$). A diferença média para o GI foram 32ms e para o GC de -6,6ms. O aumento dos valores de *RMSSD* para o GI parecem revelar um aumento da atividade parassimpática.

Os resultados obtidos da variável *HF* não revelaram alterações estatisticamente significativas para ambos os grupos, GI ($p=0,818$) e GC ($p=0,251$). A diferença média para o GI foi de 1,8ms enquanto para o GC foi de 12,6ms. Estes valores, apesar de não terem diferenças estatisticamente significativas parecem revelar aumentos da atividade parassimpática tal como o RMMSD revela. No entanto, o HF diz respeito a análises do domínio da frequência e o RMMSD do domínio do tempo. O fato de serem domínio diferentes e os valores influenciados pela frequência respiratória e/ou condições de medição entre outros não permitem correlacionar os valores.

Os resultados obtidos da variável *LF* não revelaram alterações estatisticamente significativas para ambos os grupos, GI ($p=0,833$) e GC ($p=0,216$). A diferença média para o GI foi de -1,6ms enquanto para o GC foi de -13,2ms. Apesar de não se obterem alterações estatisticamente significativas as reduções dos valores indicam uma possível diminuição da atividade simpática.

3. Discussão

Os objetivos propostos neste trabalho foram alcançados, na medida em que as microcorrentes *NESA* pareceram influenciar a mobilidade do nervo mediano através de aumentos de amplitude significativos de extensão do cotovelo, bem como os valores da VFC, devido ao aumento obtido no SDNN e RMMSD. Estes dados sugerem que os ganhos na VFC relacionados com um melhor funcionamento do SNA, parecem aumentar a mobilidade do nervo mediano.

De acordo com a literatura científica, este é o primeiro estudo a avaliar a influência das microcorrentes *NESA* na mobilidade do nervo mediano. Estudos semelhantes não foram encontrados. Relativamente aos efeitos das microcorrentes nos valores da VFC, foram encontrados trabalhos sobre ansiedade (Colominas, 2023), depressão pós-parto (Val, 2023) e fadiga de jogadores de basquetebol (García et al., 2022).

Problemas do nervo mediano podem relacionar-se com *entrapments* de origem muscular (Spinner & Amadio, 2003). O SNA está intrinsecamente ligado à regulação cardiovascular, anormalidades na atividade simpática podem causar vasoconstrição, afetando a perfusão tecidual, originando dificuldades metabólicas, mudanças estruturais e dor (Jewson et al., 2015). A disfunção do SNA pode contribuir para alterações estruturais e metabólicas no tecidos, e estas causar *entrapment* do nervo mediano.

Quanto ao ULNT1, repetições parecem aumentar a amplitude articular do cotovelo. Vanti e colaboradores (2010) estudaram efeitos das repetições do *ULNT1* em 36 indivíduos assintomáticos. O teste repetiu-se 5 vezes, medindo-se a amplitude de extensão do cotovelo no *onset of pain* com um eletrogoniómetro. Observou-se um aumento médio de 5º da primeira à última repetição. No presente estudo, realizar o *ULNT1* duas vezes pode influenciar o ganho de amplitude articular. Comparando a Vanti e colaboradores (2010), registou-se um aumento de 29,19º, valor superior, possivelmente devido à realização de menos repetições e à intervenção com microcorrentes *NESA*.

Por muito tempo se pensou que a inervação simpática do músculo esquelético se limitava aos vasos sanguíneos, no entanto, estudos relatam um papel

importante do SNS na regulação da JNM, em que distúrbios nesta regulação associam-se a uma diminuição de força e massa muscular (Rodrigues et al., 2019). Radovanovic e seus colaboradores (2015) observaram a presença de inervação simpática direta nas fibras do fuso muscular e que esta é crucial para entender disfunções motoras e proprioceptivas em condições de alta atividade simpática, por exemplo, em situações de mialgias relacionadas com o trabalho (Passatore & Roatta, 2006). Lesões no nervo mediano, como o síndrome do túnel do carpo, estão relacionadas com movimentos repetitivos, vibrações e posturas inadequadas do membro superior no trabalho (Amin & Oginawati, 2023). Problemáticas dos nervos periféricos resultam na perda sensorial, motora e autonómica, afetando a marcha, movimento voluntário e causando atrofia muscular (Cabaj & Zmyslowski, 2011; Navarro et al., 2007). Tratamentos direcionados ao SNA, além do músculo esquelético, podem beneficiar condições com perda de massa e força muscular (Rodrigues et al., 2019). Neste contexto, as microcorrentes *NESA* poderão ser um procedimento válido modulando o SNA pela sua regulação da JNM e da sua inervação no fuso, promovendo uma função e interação funcional das atividades simpáticas e parassimpáticas.

Existe também uma estreita interação entre o SNA e a dor, nomeadamente nos mecanismos de modulação descendente, onde a substância cinzenta periaqueductal (PAG), desempenha um papel crucial (Makovac et al., 2021). O córtex pré-frontal ventromedial (Bogdanov et al., 2015), o córtex cingulado anterior, a insula, a amígdala entre outros também influenciam este mecanismo (Makovac et al., 2021). Makovac e colaboradores (2021), no seu estudo, destacam a importância da PAG ao projetar sinais de dor para a medula rostroventromedial e conseqüentemente, para o corno dorsal da medula espinhal modulando a percepção de dor. Mehnert e os seus colaboradores (2024), usando estimulação dolorosa nos nervos trigémio e occipital em indivíduos saudáveis, revelaram uma significativa ativação da PAG através de imagens de ressonância magnética. Num estudo de Riverol (2023) num paciente com neuralgia do trigémio, através das microcorrentes *NESA*, relatou uma redução de dor de 9 para 2-3 na escala de EVA, sugerindo-se a ação destas microcorrentes nos mecanismos ascendentes e descendentes da

modulação da dor. Embora no presente estudo não se tenha quantificado a dor, observou-se um aparecimento mais tardio da dor com aumento na amplitude da variável *onset of pain* pós-intervenção.

As microcorrentes *NESA* utilizam frequências de 1,3-14,28Hz (Medina-Ramírez et al., 2024). O estudo de Oliveira e colaboradores (2022) comparou o efeito de duas frequências (10Hz e 100Hz) da corrente interferencial durante 30 minutos na região ganglionar paravertebral em população saudável, utilizando a VFC para avaliação do SNA. Frequências mais baixas (10Hz) resultaram numa redução da atividade simpática e aumento da parassimpática, enquanto frequências de 100Hz demonstraram resultados opostos. Neste estudo, observou-se predominância do SNP após intervenção com microcorrentes *NESA* de baixa frequência pelos valores de SDNN e RMSSD.

Um dos nervos periféricos estimulados pelos elétrodos das microcorrentes *NESA* é o nervo mediano no local de menor impedância. A estimulação não-invasiva do nervo mediano pode ativar núcleos específicos do tronco cerebral, como o núcleo do trato solitário e o núcleo motor do nervo vago, estimulando o nervo vago (Maharjan et al., 2022). Este está intimamente ligado ao SNA, e mais representativo do SNP (Shaffer & Ginsberg, 2017). Assim, além de uma neuromodulação global do SNA, pela estimulação direta do nervo mediano, as microcorrentes *NESA* parecem também criar condições de neuromodulação do SNA, pela estimulação do SNP, através do programa 7 e a sua sequência patenteada de microcorrentes, o qual foi utilizado no presente trabalho.

Segundo Tiwari e colaboradores (2021) a VFC diminui com a predominância da atividade simpática em detrimento da parassimpática. O fenómeno inverso verifica-se quando a VFC está elevada. No SNS, em situação de stress, aumenta a frequência cardíaca e o VFC reduz. O SNP restaura a homeostase e a situação de stress diminuindo a frequência cardíaca e aumentando a VFC. Esta interação permite ao sistema neurocardíaco uma melhor adaptação a fatores intrínsecos e extrínsecos, refletindo-se em maiores valores de SDNN. No presente estudo, houve um aumento dos valores da VFC, nomeadamente o RMSSD, indicador do aumento

da atividade parassimpática, e o aumento do SDNN parece promover uma melhor adaptação do SNA.

Conclusão

A aplicação da neuromodulação não-invasiva do SNA, através das microcorrentes *NESA*, parece influenciar positivamente os ganhos de amplitude de extensão do complexo articular do cotovelo, durante o *ULNT1*, bem como na VFC com aumento dos valores de *SDNN* e *RMSSD*. Assim, os resultados deste trabalho sugerem, que as microcorrentes *NESA*, utilizadas em jovens saudáveis, modificam a mobilidade do nervo mediano. Os dados parecem igualmente indicar uma melhor atividade do SNA, medido através dos valores da VFC.

O estudo terá melhores implicações para a prática clínica se investigações futuras incluírem amostras maiores e populações com patologias do nervo mediano, como por exemplo, na síndrome do túnel carpo.

Este estudo limita-se pelo tamanho reduzido da amostra e por ser um estudo transversal, uma vez que seria interessante também perceber os comportamentos dos dados ao longo do tempo. Acrescenta-se ainda, como limitação o facto de não se terem estudado outras variáveis, nomeadamente a frequência respiratória, que pode influenciar na resposta do SNA.

Bibliografía

Abrante-Escobar, L. (2023). Tratamiento con Neuromodulación No Invasiva Un Caso De Estrés Crónico Asociado A Alteraciones Gastrointestinales Y De Sueño, Y Repercusión En El Sistema Inmune En El Virus Del Papiloma Humano (VPH [Poster Científico]).https://nesa.world/wp-content/uploads/2024/05/14.-ES-Laura_AbranteEscobar_VPH_EXP.NESA23.pdf

Alpantaki, Kall., Mclaughlin, D., Karagogeos, D., Hadiipavlou, A., & Kontakis, G. (2005). Sympathetic and sensory neural elements in the tendon of the long head of the biceps.87(7), 1580-1583. <https://doi.org/10.2106/jbjs.d.02840>

Amin, F., & Oginawati, K. (2023). Occupational Risk Factors of Carpal Tunnel Syndrome on Workers: A Literature Review. *Journal of World Science*, 2(10), 1581–1590. <https://doi.org/10.58344/jws.v2i10.442>

Andreisek, G., Crook, D. W., Burg, D., Marincek, B., & Weishaupt, D. (2006). Peripheral Neuropathies of the Median, Radial, and Ulnar Nerves: MR Imaging Features. *RadioGraphics*, 26(5), 1267–1287. <https://doi.org/10.1148/rg.265055712>

Antolinos-Campillo, P. J., Oliva-Pascual-Vaca, Á., Rodríguez-Blanco, C., Heredia-Rizo, A. M., Espí-López, G. V., & Ricard, F. (2014). Short-term changes in median nerve neural tension after a suboccipital muscle inhibition technique in subjects with cervical whiplash: A randomised controlled trial. *Physiotherapy*, 100(3), 249–255. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2013.09.005>

Aroori, S., & Spence, R. A. J. (2008). Carpal tunnel syndrome. *The Ulster Medical Journal*, 77(1), 6–17.

Atroshi, I. (2011). Incidence of Physician-Diagnosed Carpal Tunnel Syndrome in the General Population. *Archives of Internal Medicine*, 171(10), 941. <https://doi.org/10.1001/archinternmed.2011.203>

Baselgia, L. T., Bennett, D. L., Silbiger, R. M., & Schmid, A. B. (2017). Negative Neurodynamic Tests Do Not Exclude Neural Dysfunction in Patients With Entrapment Neuropathies. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 98(3), 480–486. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2016.06.019>

Biaggioni, I., & Kaufmann, H. (2014). Autonomic Nervous System; Overview. Em M. J. Aminoff & R. B. Daroff (Eds.), *Encyclopedia of the Neurological Sciences* (Second Edition) (pp. 352–354). Academic Press. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-385157-4.00497-8>

Bogdanov, V. B., Viganò, A., Noirhomme, Q., Bogdanova, O. V., Guy, N., Laureys, S., Renshaw, P. F., Dallel, R., Phillips, C., & Schoenen, J. (2015). Cerebral responses and role of the prefrontal cortex in conditioned pain modulation: An fMRI study in healthy subjects. *Behavioural Brain Research*, 281, 187–198. <https://doi.org/10.1016/j.bbr.2014.11.028>

Bonora, P., Fuentes-Aparicio, L., Medina-Ramirez, R., & Pardo-Sievers, B. (2024). Neuromodulacion No Invasiva Nesa Versus Estimulacion Transcutanea Del Nervio Tibial Posterior Para El Tratamiento De La Vejica Hiperativa [Poster Científico]. Entre dos Manos, Madrid, Espanha. https://nesa.world/wp-content/uploads/2024/05/5.EN-Poster_vej_hip_V1_ene23.pdf

Butler, D. (2000). *The Sensitive Nervous System*.

Cabaj, A., & Zmyslowski, W. (2011). Identification of the effects of peripheral nerves injury on the muscle control—A review. *Polish Journal of Medical Physics and Engineering*, 17(1), 45–53. <https://doi.org/10.2478/v10013-011-0005-4>

Camm, J., Malik, M., Bigger, T., Breithardt, G., Cerutti, S., Cohen, R., Coumel, P., Fallen, E., Kennedy, H., Kleiger, R., Lombardi, F., Malliani, A., Moss, A., Rottman, J., Shmidt, G., Schwartz, P., & Singer, D. (1996). Heart rate variability—Standards

of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *Eur Heart J*, 93(5),1043-1065, <https://doi.org/10.1161/01.CIR.93.5.1043>

Colominas, A. (2023). Caso Clínico de Neuromodulación No Invasiva (NESA) Aplicada en Paciente Músico Por Ansiedad Escénica [Poster Científico]. https://nesa.world/wp-content/uploads/2024/05/11.-ES-Ana_VelazquezColominas_AnsiedadEscenica_EXP.NESA23.tiff.pdf

Coppieters, M. W., Stappaerts, K. H., Everaert, D. G., & Staes, F. F. (2001). Addition of Test Components During Neurodynamic Testing: Effect on Range of Motion and Sensory Responses. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 31(5), 226–237. <https://doi.org/10.2519/jospt.2001.31.5.226>

Dale, A. M., Harris-Adamson, C., Rempel, D., Gerr, F., Hegmann, K., Silverstein, B., Burt, S., Garg, A., Kapellusch, J., Merlino, L., Thiese, M. S., Eisen, E. A., & Evanoff, B. (2013). Prevalence and incidence of carpal tunnel syndrome in US working populations: Pooled analysis of six prospective studies. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 39(5), 495–505. <https://doi.org/10.5271/sjweh.3351>

Di Bona, A., Vita, V., Costantini, I., & Zaglia, T. (2020). Towards a clearer view of sympathetic innervation of cardiac and skeletal muscles. *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, 154, 80–93. <https://doi.org/10.1016/j.pbiomolbio.2019.07.003>

Gabrielli, A. S., Lesiak, A. C., & Fowler, J. R. (2020). The Direct and Indirect Costs to Society of Carpal Tunnel Release. *HAND*, 15(2), NP1–NP5. <https://doi.org/10.1177/1558944718810855>

García, F., Fernández, D., Vázquez-Guerrero, J., Font, R., Moreno-Planas, B., Álamo-Arce, D., Medina-Ramírez, R., & Mallol-Soler, M. (2022). Recovery of the physiological status in professional basketball players using NESA neuromodulation treatment during different types of microcycles in season: A preliminary randomized

clinical trial. *Frontiers in Physiology*, 13, 1032020.
<https://doi.org/10.3389/fphys.2022.1032020>

Grondin, F., Cook, C., Hall, T., Maillard, O., Perdrix, Y., & Freppel, S. (2021). Diagnostic accuracy of upper limb neurodynamic tests in the diagnosis of cervical radiculopathy. *Musculoskeletal Science and Practice*, 55, 102427.
<https://doi.org/10.1016/j.msksp.2021.102427>

Hall, T. M., & Elvey, R. L. (1999). Nerve trunk pain: Physical diagnosis and treatment. *Manual Therapy*, 4(2), 63–73. <https://doi.org/10.1054/math.1999.0172>

Huisstede, B. M., Hoogvliet, P., Franke, T. P., Randsdorp, M. S., & Koes, B. W. (2018). Carpal Tunnel Syndrome: Effectiveness of Physical Therapy and Electrophysical Modalities. An Updated Systematic Review of Randomized Controlled Trials. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 99(8), 1623-1634.e23.
<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2017.08.482>

Jewson, J. L., Lambert, G. W., Storr, M., & Gaida, J. E. (2015). The Sympathetic Nervous System and Tendinopathy: A Systematic Review. *Sports Medicine*, 45(5), 727–743. <https://doi.org/10.1007/s40279-014-0300-9>

Jiménez Del Barrio, S., Bueno Gracia, E., Hidalgo García, C., Estébanez De Miguel, E., Tricás Moreno, J. M., Rodríguez Marco, S., & Ceballos Laita, L. (2018). Tratamiento conservador en pacientes con síndrome del túnel carpiano con intensidad leve o moderada. Revisión sistemática. *Neurología*, 33(9), 590–601.
<https://doi.org/10.1016/j.nrl.2016.05.018>

Li, K., Cardoso, C., Moctezuma-Ramirez, A., Elgalad, A., & Perin, E. (2023). Heart Rate Variability Measurement through a Smart Wearable Device: Another Breakthrough for Personal Health Monitoring? *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 20(24), 7146.
<https://doi.org/10.3390/ijerph20247146>

Lin, M., Chen, Y., Deng, W., Liang, H., Yu, S., Zhang, Z., & Liu, C. (2022). Quantifying the Elasticity Properties of the Median Nerve during the Upper Limb Neurodynamic Test 1. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2022, 3300835. <https://doi.org/10.1155/2022/3300835>

Lohkamp, M., & Small, K. (2011). Normal response to Upper Limb Neurodynamic Test 1 and 2A. *Manual Therapy*, 16(2), 125–130. <https://doi.org/10.1016/j.math.2010.07.008>

Maharjan, A., Peng, M., Russell, B., & Cakmak, Y. (2022). Investigation of the Optimal Parameters of Median Nerve Stimulation, Using a Variety of Stimulation Methods, and Its Effects on Heart Rate Variability: A Systematic Review. *Neuromodulation: Technology at the Neural Interface*, 25. <https://doi.org/10.1016/j.neurom.2021.10.005>

Makovac, E., Venezia, A., Hohenschurz-Schmidt, D., Dipasquale, O., Jackson, J. B., Medina, S., O'Daly, O., Williams, S. C. R., McMahon, S. B., & Howard, M. A. (2021). The association between pain-induced autonomic reactivity and descending pain control is mediated by the periaqueductal grey. *The Journal of Physiology*, 599(23), 5243–5260. <https://doi.org/10.1113/JP282013>

Mccraty, R., & Shaffer, F. (2015). Heart Rate Variability: New Perspectives on Physiological Mechanisms, Assessment of Self-regulatory Capacity, and Health Risk. *Global Advances in Health and Medicine*, 4(1), 46–61. <https://doi.org/10.7453/gahmj.2014.073>

McLeod, J. G. (1993). Autonomic dysfunction in peripheral nerve disease. *Journal of Clinical Neurophysiology: Official Publication of the American*

Electroencephalographic Society, 10(1), 51–60. <https://doi.org/10.1097/00004691-199301000-00006>

Medina-Ramírez, R., Mallol Soler, M., García, F., Pla, F., Báez-Suárez, A., Teruel Hernández, E., Álamo-Arce, D. D., & Quintana-Montesdeoca, M. D. P. (2024). Effects in Sleep and Recovery Processes of NESA Neuromodulation Technique Application in Young Professional Basketball Players: A Preliminary Study. *Stresses*, 4(2), 238–250. <https://doi.org/10.3390/stresses4020014>

Mehnert, J., Tinnermann, A., Basedau, H., & May, A. (2024). Functional representation of trigeminal nociceptive input in the human periaqueductal gray. *Science Advances*, 10(12), eadj8213. <https://doi.org/10.1126/sciadv.adj8213>

Morais, N., Greten, H. J., Santos, M. J., & Machado, J. P. (2018). Immediate Effects of Acupuncture on the Mechanosensitivity of the Median Nerve: An Exploratory Randomised Trial. *Acupuncture in Medicine*, 36(3), 132–138. <https://doi.org/10.1136/acupmed-2016-011357>

Mumenthaler, M., & Mattle, H. (2006). *Fundamentals of Neurology*.

Navarro, X., Vivó, M., & Valero-Cabré, A. (2007). Neural plasticity after peripheral nerve injury and regeneration. *Progress in Neurobiology*, 82(4), 163–201. <https://doi.org/10.1016/j.pneurobio.2007.06.005>

Nee, R. J., & Butler, D. (2006). Management of peripheral neuropathic pain: Integrating neurobiology, neurodynamics, and clinical evidence. *Physical Therapy in Sport*, 7(1), 36–49. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2005.10.002>

Nee, R. J., Jull, G. A., Vicenzino, B., & Coppieters, M. W. (2012). The Validity of Upper-Limb Neurodynamic Tests for Detecting Peripheral Neuropathic Pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 42(5), 413–424. <https://doi.org/10.2519/jospt.2012.3988>

Nwawka, O. K., & Miller, T. T. (2016). Ultrasound-Guided Peripheral Nerve Injection Techniques. *American Journal of Roentgenology*, 207(3), 507–516. <https://doi.org/10.2214/AJR.16.16378>

Oliveira, M. R., Lima, K. S. D., Righi, N. C., Nascimento, J. R., Righi, G. D. A., Silva, A. M. V. D., & Signori, L. U. (2022). Effects of interferential current on autonomic nervous system in healthy volunteers: Randomized clinical trial. *Saúde e Pesquisa*, 15(2), 1–14. <https://doi.org/10.17765/2176-9206.2022v15n2.e8280>

Oliver, G. S., & Rushton, A. (2011). A study to explore the reliability and precision of intra and inter-rater measures of ULNT1 on an asymptomatic population. *Manual Therapy*, 16(2), 203–206. <https://doi.org/10.1016/j.math.2010.05.009>

Osiak, K., Elnazir, P., Walocha, J. A., & Pasternak, A. (2022). Carpal tunnel syndrome: State-of-the-art review. *Folia Morphologica*, 81(4), 851–862. <https://doi.org/10.5603/FM.a2021.0121>

Passatore, M., & Roatta, S. (2006). Influence of sympathetic nervous system on sensorimotor function: Whiplash associated disorders (WAD) as a model. *European Journal of Applied Physiology*, 98(5), 423–449. <https://doi.org/10.1007/s00421-006-0312-8>

Radovanovic, D., Peikert, K., Lindström, M., & Domellöf, F. P. (2015). Sympathetic innervation of human muscle spindles. *Journal of Anatomy*, 226(6), 542–548. <https://doi.org/10.1111/joa.12309>

Rahman, F., Pechnik, S., Gross, D., Sewell, L., & Goldstein, D. S. (2011). Low frequency power of heart rate variability reflects baroreflex function, not cardiac sympathetic innervation. *Clinical Autonomic Research*, 21(3), 133–141. <https://doi.org/10.1007/s10286-010-0098-y>

Riley, S. P., Grimes, J. K., Calandra, K., Foster, K., Peet, M., & Walsh, M. T. (2020). Agreement and Reliability of Median Neurodynamic Test 1 and Resting Scapular Position. *Journal of Chiropractic Medicine*, 19(4), 203–212. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2020.09.002>

Riverol, A. (2023). NESAs Versus Carbamazepina en Neuralgia Del Trigémino. Presentación De Un Caso Clínico [Poster Científico]. https://nesa.world/wp-content/uploads/2024/05/10.ES-Agne_DiazRiverol_Trigemino_EXP.NESA23.pdf

Rodrigues, A. C. Z., Messi, M. L., Wang, Z., Abba, M. C., Pereyra, A., Birbrair, A., Zhang, T., O'Meara, M., Kwan, P., Lopez, E. I. S., Willis, M. S., Mintz, A., Files, D. C., Furdui, C., Oppenheim, R. W., & Delbono, O. (2019). The sympathetic nervous system regulates skeletal muscle motor innervation and acetylcholine receptor stability. *Acta Physiologica*, 225(3), e13195. <https://doi.org/10.1111/apha.13195>

Shaffer, F., & Ginsberg, J. P. (2017). An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms. *Frontiers in Public Health*, 5, 258. <https://doi.org/10.3389/fpubh.2017.00258>

Spinner, R. J., & Amadio, P. C. (2003). Compressive neuropathies of the upper extremity. *Clinics in Plastic Surgery*, 30(2), 155–173. [https://doi.org/10.1016/S0094-1298\(02\)00103-7](https://doi.org/10.1016/S0094-1298(02)00103-7)

Taheri, M., Talebi, G., Taghipour, M., Bahrami, M., & Gholinia, H. (2022). Reliability of Upper Limb Neurodynamic Tests: Median, Radial, and Ulnar Nerves. *Archives of Rehabilitation*, 23(3), 334–351. <https://doi.org/10.32598/RJ.23.3.71.3>

Talebi, G. A., Oskouei, A. E., & Shakori, S. K. (2012). Reliability of upper limb tension test 1 in normal subjects and patients with carpal tunnel syndrome. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 25(3), 209–214. <https://doi.org/10.3233/BMR-2012-0330>

Teruel-Hernández, E., López-Pina, J. A., Souto-Camba, S., Báez-Suárez, A., Medina-Ramírez, R., & Gómez-Conesa, A. (2023). Improving Sleep Quality, Daytime Sleepiness, and Cognitive Function in Patients with Dementia by Therapeutic Exercise and NESA Neuromodulation: A Multicenter Clinical Trial. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 20(21), 7027. <https://doi.org/10.3390/ijerph20217027>

Tiwari, R., Kumar, R., Malik, S., Raj, T., & Kumar, P. (2021). Analysis of Heart Rate Variability and Implication of Different Factors on Heart Rate Variability. *Current Cardiology Reviews*, 17(5), e160721189770. <https://doi.org/10.2174/1573403X16999201231203854>

Val, C. (2023). La neuromodulación no invasiva NESA para el tratamiento de la depresión post-parto. Caso Clínico. [Poster Científico]. https://nesa.world/wp-content/uploads/2024/05/12.-ES-Clara_MilittoVal_DeprePostparto_EXP.NESA23.pdf

Van Hoof, T., Vangestel, C., Shacklock, M., Kerckaert, I., & D'Herde, K. (2012). Asymmetry of the ULNT1 elbow extension range-of-motion in a healthy population: Consequences for clinical practice and research. *Physical Therapy in Sport*, 13(3), 141–149. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2011.09.003>

Van Rijn, S. F., Zwerus, E. L., Koenraadt, K. L., Jacobs, W. C., van den Bekerom, M. P., & Eygendaal, D. (2018). The reliability and validity of goniometric elbow measurements in adults: A systematic review of the literature. *Shoulder & Elbow*, 10(4), 274–284. <https://doi.org/10.1177/1758573218774326>

Vanti, C., Conteddu, L., Guccione, A., Morsillo, F., Parazza, S., Vito, C., & Pilastrini, P. (2010). The Upper Limb Neurodynamic Test 1: Intra- and Intertester Reliability and the Effect of Several Repetitions on Pain and Resistance. *Journal of Manipulative*

and Physiological Therapeutics, 33(4), 292–299.
<https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2010.03.003>

Yugar, L. B. T., Yugar-Toledo, J. C., Dinamarco, N., Sedenho-Prado, L. G., Moreno, B. V. D., Rubio, T. de A., Fattori, A., Rodrigues, B., Vilela-Martin, J. F., & Moreno, H. (2023). The Role of Heart Rate Variability (HRV) in Different Hypertensive Syndromes. *Diagnostics*, 13(4), Artigo 4.
<https://doi.org/10.3390/diagnostics13040785>

Zaheer, S. A., & Ahmed, Z. (2023). Neurodynamic Techniques in the Treatment of Mild-to-Moderate Carpal Tunnel Syndrome: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Clinical Medicine*, 12(15), 4888. <https://doi.org/10.3390/jcm12154888>

Zamorano, E., Robledo, E., Gonzalez-Bueso, V., Vilchez-Barrera, M., & Medina-Ramírez, M. (2023). Treatment Through Non-Invasive Neuromodulation In Achilles Tendinosis: A Case Report [Poster Científico]. ISPRM, Cartagena, Colombia.
https://nesa.world/wp-content/uploads/2024/05/8.-EN-TREATMENT-THROUGH-NON-INVASIVE-NEUROMODULATION-IN-ACHILLES-TENDINOSIS_A-CASE-REPORT.pdf

ANEXOS

**ANEXO I - CONTRA-INDICAÇÕES ABSOLUTAS, RELATIVAS, PRECAUÇÕES
E RISCOS POTENCIAIS DA APLICAÇÃO DAS MICROCORRENTES NESA**

Contra-indicações Absolutas

- Pacemakers.
- Mulheres grávidas.
- Hemorragias internas.
- Não aplicar eléctrodos em áreas de pele em mau estado, com ulcerações ou feridas.
- Processos febris agudos.
- Tromboflebite aguda.
- Histeria ou fobia de electricidade.

Há também uma série de precauções a serem tomadas em consideração pelo profissional de saúde qualificado:

Contra-indicações relativas

- Evite o contacto com dispositivos electrónicos por parte do paciente.
- Cuidado contra respostas neurovegetativas exageradas.
- Processos cancerosos ou neoplásicos activos.
- Epilepsia e/ou síndromes coreográficas descontroladas.
- Alteração da sensibilidade.
- Dermatologia: micose e dermatite piogénica.
- Febre e/ou astenia.

Precauções

- Pessoas com hipertensão ou hipotensão.
- Decompensação de doenças cardíacas.
- Compressão de luvas e tornozeleiras, etc.
- Aplicação lombar ou abdominal durante a menstruação.
- Aplicação a menores.
- Não colocar eléctrodos em glândulas endócrinas sem a supervisão de um médico.
- Remoção de metais na superfície do corpo (pulseiras de metal, anéis, colares, etc.).

Riscos potenciais da aplicação (muito poucos e geralmente ligeiros, desde que a aplicação seja correcta; no entanto, podem ocorrer):

- Raramente pode produzir uma sensação de tonturas ligeiras.
- Raramente pode causar inquietude durante o sono.
- Raramente pode causar um ligeiro e momentâneo aumento da sensação de dor.
- Raramente pode causar edema ou eritema.

Raramente pode causar micro queimaduras na pele.

Declaro que estou satisfeito com as informações recebidas; e que compreendo o alcance, limitações, desvantagens e riscos do tratamento.

ANEXO II – DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO

*Considerando a "Declaração de Helsínquia" da Associação Médica Mundial
(Helsínquia 1964; Tóquio 1975; Veneza 1983; Hong Kong 1989; Somerset West 1996 e Edimburgo 2000)*

Designação do Estudo (em português):

Eu, abaixo-assinado, (nome completo do doente ou voluntário são) -----
-----, compreendi a explicação que me foi fornecida acerca da participação na investigação que se tenciona realizar, bem como do estudo em que serei incluído. Foi-me dada oportunidade de fazer as perguntas que julguei necessárias, e de todas obtive resposta satisfatória.

Tomei conhecimento de que a informação ou explicação que me foi prestada versou os objetivos e os métodos. Além disso, foi-me afirmado que tenho o direito de recusar a todo o tempo a minha participação no estudo, sem que isso possa ter como efeito qualquer prejuízo pessoal.

Foi-me ainda assegurado que os registos em suporte papel e/ou digital (sonoro e de imagem) serão confidenciais e utilizados única e exclusivamente para o estudo em causa, sendo guardados em local seguro durante a pesquisa e destruídos após a sua conclusão.

Por isso, consinto em participar no estudo em causa.

Data: ____ / ____ / 20__

Assinatura do participante no projeto: _____

O Investigador responsável:

Nome:

Assinatura: