

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
CAMPUS GOVERNADOR VALADARES
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS APLICADAS À SAÚDE**

Mayra Evelise Cunha dos Santos

Modulação cortical e somatossensorial imediata distinta induzida por tACS e tDCS em adultos jovens saudáveis: um ensaio clínico randomizado controlado.

Governador Valadares

2026

Mayra Evelise Cunha dos Santos

Modulação cortical e somatossensorial imediata distinta induzida por tACS e tDCS em adultos jovens saudáveis: um ensaio clínico randomizado controlado.

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Aplicadas à Saúde, da Universidade Federal de Juiz de Fora, Campus Governador Valadares, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências Aplicadas à Saúde, área de concentração Biociências.

Orientador: Prof. Dr. Alexandre Wesley Carvalho Barbosa

Coorientadora: Prof^a. Dr^a. Gabriela Lopes Gama

Governador Valadares

2026

Ficha catalográfica elaborada através do programa de geração automática da Biblioteca Universitária da UFJF, com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

Santos, Mayra Evelise Cunha dos .

Modulação cortical e somatossensorial imediata distinta induzida por tACS e tDCS em adultos jovens saudáveis : um ensaio clínico randomizado controlado. / Mayra Evelise Cunha dos Santos. -- 2026. 78 f. : il.

Orientador: Alexandre Wesley Carvalho Barbosa

Coorientadora: Gabriela Lopes Gama

Dissertação (mestrado acadêmico) - Universidade Federal de Juiz de Fora, Campus Avançado de Governador Valadares, Instituto de Ciências da Vida - ICV. Programa de Pós-Graduação em Ciências Aplicadas à Saúde, 2026.

1. Excitabilidade cortical. 2. Avaliação vibrotátil. 3. Modulação neurofuncional. 4. Processamento cognitivo. 5. Sincronização oscilatória. I. Barbosa, Alexandre Wesley Carvalho , orient. II. Gama, Gabriela Lopes, coorient. III. Título.

Mayra Evelise Cunha dos Santos

Modulação cortical e somatossensorial imediata distinta induzida por tACS e tDCS em adultos jovens saudáveis: um ensaio clínico randomizado controlado

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Aplicadas à Saúde da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências Aplicadas à Saúde. Área de concentração: Biociências.

Aprovada em 04 de fevereiro de 2026.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Alexandre Wesley Carvalho Barbosa - Orientador

Universidade Federal de Juiz de Fora

Profa. Dra. Karine Beatriz Costa

Universidade Federal de Juiz de Fora

Profa. Dra. Fabiane Couto Garcia

Instituto Neuralis Neuroreabilitação
Funcional e Cognitiva

Juiz de Fora, 05/01/2026.



Documento assinado eletronicamente por **Alexandre Wesley Carvalho Barbosa, Servidor(a)**, em 04/02/2026, às 15:42, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Karine Beatriz Costa, Servidor(a)**, em 04/02/2026, às 16:10, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Fabiane Couto Garcia, Usuário Externo**, em 07/02/2026, às 17:41, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no Portal do SEI-Ufjf (www2.ufjf.br/SEI) através do ícone Conferência de Documentos, informando o código verificador **2809328** e o código CRC **B2BF59C4**.

Dedico este trabalho A Deus, por iluminar meu caminho mesmo nas incertezas; aos meus pais, por seu amor incondicional, exemplo e apoio em cada etapa desta jornada; e a cada voluntário, cuja participação tornou este estudo possível.

AGRADECIMENTOS

A Deus, por me fortalecer quando as forças pareciam esgotar e por me permitir chegar até aqui com fé e gratidão.

Aos meus pais, por acreditarem em mim mesmo quando duvidei, por serem meu alicerce em cada passo, seus ensinamentos de amor, caráter e coragem, que guiam cada passo da minha vida.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Alexandre Barbosa, pela orientação desde o período de iniciação científica, quando tive meus primeiros contatos com a pesquisa e pude vivenciar experiências fundamentais para minha formação, até o mestrado, pela paciência, dedicação e confiança que tanto contribuíram para o meu desenvolvimento acadêmico.

À minha coorientadora, Profa. Dra. Gabriela Gama, por seu olhar atento, sua sensibilidade e dedicação em cada detalhe desta pesquisa. Sua presença foi inspiração e aprendizado constante.

Aos colegas e amigos do grupo de pesquisa, que foram parte essencial desta trajetória, estando ao meu lado em cada etapa desta jornada, me incentivando e compartilhando conhecimentos, risadas e desafios. As conversas de corredor, os cafés compartilhados e o apoio de vocês tornaram esta jornada muito mais leve e prazerosa.

Aos voluntários da pesquisa, que gentilmente doaram seu tempo e confiança para tornar este estudo possível. Sem a contribuição de vocês, nada disso seria possível.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) e ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), pelo apoio à pesquisa científica e pela valorização da educação e do conhecimento, pilares essenciais para o desenvolvimento do nosso país.

E, finalmente, a todos que estiveram ao meu lado com gestos, palavras, abraços ou simples presenças silenciosas, meu mais profundo agradecimento. Cada um fez parte desta conquista, e a todos dedico um pedaço deste caminho.

RESUMO

As técnicas de estimulação elétrica transcraniana (ET), particularmente a estimulação transcraniana por corrente contínua (tDCS) e a estimulação transcraniana por corrente alternada (tACS), podem modular a excitabilidade cortical e a atividade oscilatória. No entanto, dados comparativos diretos sobre seus efeitos neurofuncionais imediatos em humanos saudáveis ainda são limitados. Objetivo: Comparar os efeitos agudos da tDCS e da tACS em métricas corticais e somatossensoriais derivadas do sistema Brain Gauge em adultos jovens saudáveis. Métodos: Neste ensaio clínico randomizado e controlado, 65 participantes (33 no grupo tACS, 32 no grupo tDCS) receberam uma única estimulação de 20 minutos direcionada ao córtex pré-frontal dorsolateral esquerdo (montagem F3-Fp2). O grupo tDCS recebeu 2 mA de corrente contínua e o grupo tACS recebeu 1 mA de corrente alternada a 40 Hz. O desempenho vibrotátil foi avaliado antes e imediatamente após a estimulação usando testes padronizados do Brain Gauge (Foco, Velocidade, Métricas Corticais, Variabilidade do Tempo de Reação). Os dados foram analisados utilizando modelos lineares gerais de medidas repetidas, incluindo covariáveis demográficas e psicométricas. Resultados: Em toda a amostra, o foco ($p = 0,0026$, $\eta^2 = 0,094$), a velocidade ($p = 0,046$, $\eta^2 = 0,043$) e a função cortical ($p = 0,027$, $\eta^2 = 0,052$) melhoraram significativamente após a estimulação. As análises estratificadas revelaram que ambos os grupos melhoraram o foco e a função cortical, embora apenas a tACS tenha apresentado melhorias na velocidade e seus efeitos tenham sido influenciados pelo nível de escolaridade. Conclusões: A tACS em sessão única a 40 Hz e a tDCS podem melhorar o controle atencional e a função cortical; no entanto, apenas os efeitos da tACS podem ser influenciados pelo nível de escolaridade. Esses achados destacam que, embora a tACS e a tDCS tenham um papel potencial na neuromodulação de precisão, o nível de escolaridade deve ser considerado na aplicação da tACS.

Palavras-chave: Excitabilidade cortical; Avaliação vibrotátil; Modulação neurofuncional; Processamento cognitivo; Sincronização oscilatória.

ABSTRACT

Transcranial electrical stimulation (tES) techniques—particularly transcranial direct current stimulation (tDCS) and transcranial alternating current stimulation (tACS)—can modulate cortical excitability and oscillatory activity. However, direct comparative data on their immediate neurofunctional effects in healthy humans remain limited. *Objective:* To compare the acute effects of tACS and tDCS on cortical and somatosensory metrics derived from the Brain Gauge system in healthy young adults. *Methods:* In this randomized controlled trial, 65 participants (33 tACS, 32 tDCS) received a single 20-min stimulation targeting the left dorsolateral prefrontal cortex (F3–Fp2 montage). The tDCS group received 2 mA direct current, and the tACS group received 1 mA alternating current at 40 Hz. Vibrotactile performance was assessed before and immediately after stimulation using standardized Brain Gauge tests (Focus, Speed, corticalmetric, Reaction Time Variability). Data were analyzed using repeated-measures general linear models including demographic and psychometric covariates. *Results:* Across the full sample, Focus ($p = 0.0026$, $\eta^2 = 0.094$), Speed ($p = 0.046$, $\eta^2 = 0.043$), and corticalmetric ($p = 0.027$, $\eta^2 = 0.052$) improved significantly after stimulation. Stratified analyses revealed that both groups improved Focus and corticalmetric, despite only tACS presented improvements in speed and have effects influenced by educational Level. *Conclusions:* Single-session tACS at 40 Hz and tDCS can improve attentional control and cortical function, however, only tACS effects can be influenced by education level. These findings highlight that despite tACS and tDCS have potential role in precision neuromodulation, however, level of education must be considered in tACS application.

Keywords: Cortical excitability; Vibrotactile assessment; Neurofunctional modulation; Cognitive processing; Oscillatory entrainment.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	8
1.2. TÉCNICAS DE NEUROMODULAÇÃO.....	8
1.2.1. ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE CONTÍNUA	8
1.2.2. EFEITOS SOBRE O POTENCIAL ELÉTRICO DA MEMBRANA.....	9
1.2.3. EFEITOS SOBRE A HEMODINÂMICA LOCAL.....	12
1.2.4. APLICAÇÕES PRÁTICAS	13
1.3. ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE ALTERNADA.....	14
1.3.1. EFEITO DE ARRASTAMENTO	16
1.3.2. APLICAÇÕES CLÍNICAS.....	18
1.4. MÉTRICAS CORTICAIS	19
2. ARTIGO CIENTÍFICO.....	23
3. CONCLUSÃO.....	55
4. REFERÊNCIAS	56
APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	66
ANEXO A – GUIA PARA AUTORES	68
ANEXO B - DEPRESSION ANXIETY AND STRESS SCALE (DASS-21)	69
ANEXO C - QUESTIONÁRIO DE SAÚDE DO PACIENTE-9 (PHQ-9).....	70
ANEXO D – PARECER CONSUBSTANCIADO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA.....	72

1. INTRODUÇÃO

1.2. TÉCNICAS DE NEUROMODULAÇÃO

As técnicas de neuromodulação não invasiva (Non-Invasive Brain Stimulation – NIBS) consistem na aplicação de estímulos elétricos ou magnéticos no sistema nervoso central (SNC) ou periférico (SNP), com o objetivo de modular circuitos neurais específicos[1–5]. Essas técnicas têm sido amplamente estudadas e aplicadas em diversos campos da saúde pela sua capacidade de influenciar processos relacionados ao comportamento, cognição, funções motoras e sintomas neuropsiquiátricos[3,4,6,7].

Por se tratarem de intervenções toleráveis, seguras e não farmacológicas, as NIBS têm sido consideradas uma alternativa promissora para o tratamento de diferentes condições clínicas [4,8–10]. Em virtude desses benefícios, observa-se um crescente número de estudos voltados à investigação da influência das estimulações não invasivas sobre aspectos cognitivos, tanto em populações saudáveis quanto em indivíduos com algum tipo de comprometimento físico ou mental [11–15]. Dentre as técnicas de neuromodulação destacam-se a estimulação transcraniana por corrente contínua (tDCS) e a estimulação transcraniana por corrente alternada (tACS), amplamente investigadas por sua aplicabilidade e efeitos na modulação de funções corticais.

1.2.1. ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE CONTÍNUA

A tDCS é uma das técnicas mais utilizadas de NIBS, com o objetivo de modular diferentes processos neurofuncionais [4]. Essa técnica consiste em uma corrente contínua e de baixa intensidade, aplicada por meio de dois eletrodos, o ânodo (polo positivo) e o cátodo (polo negativo), posicionados sobre o couro cabeludo [4,14,16–18].

A tDCS tem ganhado destaque no campo da saúde por ser eficaz, segura e apresentar efeitos adversos mínimos. Estudos relatam que os efeitos adversos mais frequentes durante a aplicação da tDCS incluem leve formigamento sob o eletrodo e vermelhidão transitória na área de aplicação, que desaparecem poucos minutos após o término da aplicação [19]. Outros efeitos menos comuns incluem fadiga moderada, leve coceira local, cefaleia, náusea, insônia e lesão cutânea mínimas [19–21].

A literatura tem mostrado que a eficiência da tDCS depende de diversos fatores, como campo elétrico gerados (E-field), a condutividade elétrica dos tecidos (σ), e os parâmetros de tratamento utilizados (24–26). O campo elétrico gerado é de baixa intensidade (aproximadamente 0,3 V/m por 1mA aplicado) e sua condução é influenciada pela condutividade dos tecidos que recebem a corrente [5,10,19,21,22]. A maior parte dessa corrente é dissipada entre os tecidos adjacentes como couro cabeludo, crânio e líquido cefalorraquidiano, de modo que apenas uma pequena fração atinge diretamente o córtex cerebral[5,12]. Ainda assim, a intensidade que efetivamente alcança o tecido neural é suficiente para modular a excitabilidade da membrana neuronal[21,23].

A eficácia da tDCS depende de fatores intrínsecos (relacionados ao indivíduo) e extrínsecos (relacionados à técnica). Como fatores intrínsecos, podemos citar a orientação dos axônios e dos dendritos dos neurônios, que podem influenciar o campo elétrico gerado, se inibitório ou excitatório, e a extensão da propagação dos efeitos da tDCS [13,24–26]. Além disso, a neuroanatomia do indivíduo e suas possíveis variações, assim como medicamentos ou tratamentos complementares também são fatores importantes que podem influenciar os efeitos da terapia com tDCS [25,27–29].

Já os fatores extrínsecos, são aqueles que dependem do terapeuta e de fatores técnicos. A determinação dos parâmetros a serem aplicados, como duração e frequência do tratamento, densidade da corrente, ou seja, a intensidade da corrente dividida pela área de superfície do eletrodo, são de fundamental importância para garantir que a corrente aplicada está sendo suficiente para gerar os efeitos terapêuticos [25,30]. Além disso, o tamanho dos eletrodos e o posicionamento deles também precisa ser bem determinado a fim de que a região alvo seja devidamente atingida [25,29,31].

Os efeitos da tDCS se dão através de diferentes mecanismos, que podem ser divididos em efeitos sob o potencial elétrico e sobre a hemodinâmica local.

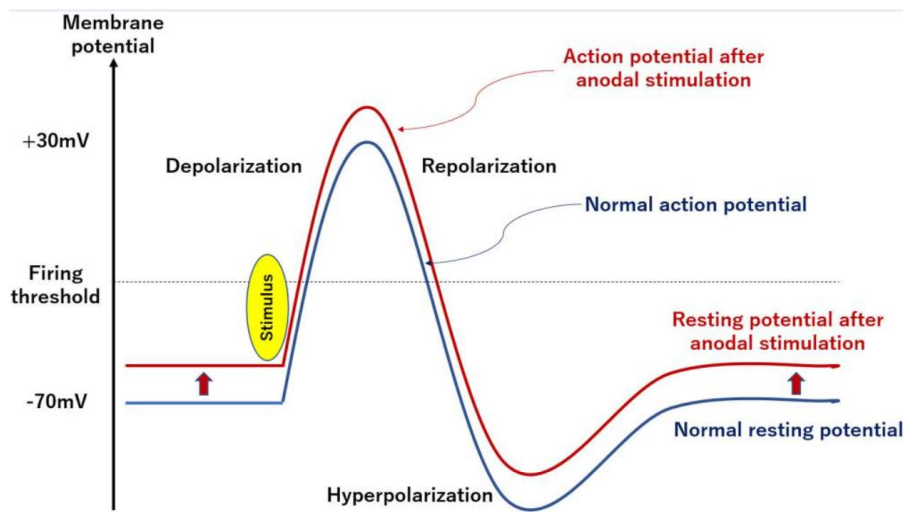
1.2.2. EFEITOS SOBRE O POTENCIAL ELÉTRICO DA MEMBRANA

Os mecanismos de ação da tDCS estão relacionados à modulação da polaridade da membrana neuronal e à neuroplasticidade, podendo variar conforme o posicionamento dos eletrodos [32–34]. Desse modo, a tDCS é capaz de modular o

potencial de repouso da membrana, facilitando ou dificultando o processo de disparo de potenciais de ação [25].

Os potenciais de ação são sinais elétricos gerados por alterações no potencial de membrana que se propagam ao longo da fibra nervosa. Ao atingir o terminal pré-sináptico, o potencial de ação desencadeia a liberação de neurotransmissores na fenda sináptica, permitindo a comunicação entre neurônios. No estado de repouso há uma predominância de cargas negativas na região intracelular e cargas positivas na região extracelular, desta forma o potencial de repouso da membrana celular se encontra em aproximadamente -70mV [35]. O disparo do potencial de ação (PA) se inicia quando há uma ativação química dos canais iônicos dependentes de sódio (Na^+), o que aumenta a permeabilidade da membrana ao Na^+ e causa um influxo lento para o meio intracelular. O aumento das cargas positivas do meio intracelular altera o potencial da membrana, aumentando até o limiar de disparo (em torno de -55mV), o que resulta em um influxo muito mais rápido de Na^+ devido a ativação de canais iônicos voltagem-dependentes [35]. Desta forma, há uma inversão das cargas elétricas intracelular, a despolarização. Em condições adequadas, quando essa despolarização ocorre em uma região da membrana, esse efeito se propaga por toda a membrana celular, e desencadeia a ação de liberação de neurotransmissores[35]. Durante a repolarização os canais de K^+ se abrem levando a um efluxo de K^+ levando o potencial de membrana para valores negativos novamente. Após o retorno do potencial de membrana aos -70mV , com os canais de Na^+ já fechados, os canais de K^+ permanecem abertos por um curto período de tempo, mantendo a saída de K^+ e negativando mais o potencial da membrana, causando um estado de hiperpolarização pós-potencial[35]. O retorno para o potencial de repouso inicial se dá através do fechamento lento dos canais de K^+ e com auxílio da bomba de Na^+/K^+ para restaurar as concentrações iônicas originais. Durante esse período de hiperpolarização o disparo de um novo PA se torna mais difícil, uma vez que para atingir o limiar de disparo é necessário um estímulo mais forte[35]. Nesse sentido, quando aplicado, a tDCS modifica o potencial de repouso da membrana neuronal, aproximando-o ou afastando-o do limiar de disparo (figura 1), o que facilita ou dificulta o disparo do PA[26]. Além disso, a estimulação pode também modular os canais de Na^+ e K^+ , ajustando tanto a amplitude quanto a duração dessa fase, o que pode antecipar ou retardar o próximo potencial de ação.

Figura 1. Esquema representativo da modulação do potencial de repouso da membrana neuronal ocasionada pelo tDCS anódico (traço vermelho).



Fonte: Yamada, 2021[18]

Esta modulação do potencial elétrico da membrana resulta em efeitos que podem ser diferenciados de acordo com a sua duração em: efeitos agudos, aqueles que ocorrem durante a estimulação; e efeitos duradouros, que permanecem por um período de tempo mesmo após o fim da estimulação[36]. A indução de efeitos duradouros exige uma estimulação por um período maior para assim desencadear mecanismos sinápticos e moleculares complexos, como modulação de receptores e neurotransmissores [9,36–38]

Os efeitos agudos são gerados inicialmente pela modulação subliminar dos potenciais elétricos da membrana neuronal em repouso [5,25]. Durante a estimulação, a corrente elétrica parte do ânodo atravessando o tecido cerebral, e flui em direção ao cátodo, completando o circuito [20,23,39]. O fluxo de corrente ao redor dos neurônios causa a despolarização ou hiperpolarização das membranas celulares quando parte dessa corrente as atravessa. Esse fluxo gera um efeito dependente da polarização, de acordo com o posicionamento de eletrodos, de forma que a localização de ânodo sobre a área-alvo resultará em aumento da excitabilidade cortical, e o posicionamento de cátodo sobre a área-alvo terá como resultado a diminuição da excitabilidade cortical [16,17,36,40]. Essa modulação da excitabilidade altera a forma como a célula responde aos estímulos, podendo modular a taxa de disparo espontâneo e o tempo de pico [16,36,39].

Os efeitos duradouros, ou pós-efeitos, são aqueles que ocorrem durante a estimulação, porém persistem por um período de tempo [36]. Para que isso ocorra, é necessário que a aplicação da tDCS seja feita por um período de tempo suficiente para gerar esses efeitos. A literatura mostra que em animais, a aplicação por cinco minutos já é capaz de induzir efeitos duradouros nas taxas de disparo neuronal, enquanto em humanos estimulações a partir de três minutos já é possível observar estes efeitos secundários [36]. O tempo de que os efeitos permanecem é proporcional ao tempo de estimulação. Aplicações de até sete minutos, resultam em pós-efeitos de aproximadamente cinco a dez minutos, enquanto para efeitos mais prolongados, de 60 a 90 minutos é necessário um mínimo de 13 minutos de estimulação [25,37,38].

Os mecanismos responsáveis pelos efeitos duradouros da tDCS envolvem a modulação da liberação de neurotransmissores e ativação de receptores específicos[18,41]. A neuroplasticidade ocasionada pela tDCS envolve a potenciação de longo prazo (LTP) e depressão de longo prazo (LTD), que dependem dos níveis de cálcio pós-sinápticos, com envolvimento de N-metil-D-aspartato (NMDA) e receptores de ácido α -amino-3-hidroxi-5-metil-4-isoxazolepropiónico (AMPA), receptores metabotrópicos de glutamato, bem como receptores de ácido gama-aminobutírico (GABA)-A e GABA-B[12,13,41]. O influxo rápido de Ca^{2+} , através dos receptores NMDA, ativa vias quinases que aumentam a quantidade de receptores AMPA na membrana pós-sináptica o que leva a LTP. Já quando o influxo de Ca^{2+} é lento as vias ativadas são as de fosfatase o que leva a uma diminuição na densidade dos receptores AMPA e resulta em uma LTD [12,13,41].

1.2.3. EFEITOS SOBRE A HEMODINÂMICA LOCAL

Estudos acerca dos efeitos da tDCS têm evoluído, chegando a identificar que esse tipo de corrente não é capaz de modular apenas as células neuronais, como também estruturas vasculares[22]. A literatura demonstra que o estímulo da tDCS pode causar uma vasodilatação e um aumento local de fluxo sanguíneo[22,42,43]. Esses efeitos promovem aumento da oferta local de oxigênio ao tecido, mediado pela interação entre neurônios e células gliais, como os astrócitos, além de células perivasculares, como os pericitos, que regulam o fluxo sanguíneo capilar[44].

Essa vasodilatação é ocasionada por uma sequência de eventos bioquímicos e bioelétricos que geram uma vasodilatação secundária[44,45]. Tal resposta ocorre devido ao acoplamento neurovascular (NCU), que acontece entre os componentes das unidades neurovascular (NVU)[22,44]. A NVU consiste na relação existente entre os neurônios e estruturas próximas, como células gliais e a vasculatura cerebral, que é o responsável por regular o fluxo sanguíneo cerebral, de acordo com a atividade neural[44,45]. Essas respostas são necessárias para que o fluxo sanguíneo local seja adequado para o metabolismo celular aumentado e para que haja uma depuração dos subprodutos da atividade neuronal[44,45].

Os efeitos da tDCS na vasculatura local são originados por diferentes mecanismos. Uma das vias é através dos nervos perivasculares, presentes nas artérias durais e piais mais superficiais. A estimulação elétrica ativa esses nervos que liberam peptídeos vasoativos, como o peptídeo relacionado ao gene da calcitonina (CGRP), um importante vasodilatador que induz o relaxamento da musculatura lisa presente nesses vasos, através, principalmente, da ativação dos canais de K^{atp} [44]. Outra via associada aos efeitos da tDCS sobre a vasculatura é mediada pelo revestimento endotelial presente da barreira hematoencefálica. Esse endotélio responde à estimulação elétrica por meio da liberação de peptídeos vasoativos, ativação de canais iônicos e mudanças na permeabilidade da barreira hematoencefálica o que pode alterar o microambiente neuronal e glial e, assim, influenciar diretamente os neurônios da NVU[44].

1.2.4. APLICAÇÕES PRÁTICAS

Considerando sua capacidade de modular o funcionamento do cérebro, a tDCS tem sido utilizado como uma potente ferramenta no tratamento de diversas condições. A literatura tem mostrado resultados positivos da tDCS no tratamento da depressão e sintomas relacionados[28,46], sendo indicado principalmente para pacientes resistentes à medicação. Outras indicações para uso do tDCS incluem transtornos neuropsiquiátricos como esquizofrenia[47,48], transtorno obsessivo-compulsivo[48], ansiedade[48,49], transtorno do espectro autista (TEA)[16,50] e transtorno de déficit de atenção e hiperatividade (TDAH)[50,51].

Além destas condições, a tDCS também tem sido utilizada no manejo da demência e comprometimento cognitivo leve na população idosa, uma vez que, dada sua segurança e tolerabilidade, é uma boa alternativa aos tratamentos farmacológicos, a fim de evitar interações medicamentosas. Na doença de Alzheimer a tDCS pode ser eficaz na melhora da memória e em medidas cognitivas gerais [52]. Em pacientes pós acidente vascular cerebral, foram observados ganhos significativos no desempenho cognitivo geral e na atenção após protocolos de estimulação com tDCS [53]. Além disso, de maneira geral, a literatura apoia o uso da tDCS no tratamento de déficits físicos e cognitivos em diferentes populações [6,7,49,54,55].

Para além das condições patológicas, a tDCS também tem sido investigada como ferramenta para aprimoramento de performance em adultos saudáveis. No estudo conduzido por Ke e colaboradores (2019)[15], observou-se que a tDCS de alta definição (HD-tDCS), aplicada de forma anódica sobre o córtex pré-frontal dorsolateral esquerdo (DLPFC), pode potencializar o aprendizado em tarefas de memória de trabalho em adultos jovens saudáveis. De acordo com esses autores, os participantes que receberam a estimulação ativa apresentaram um melhor desempenho em um treinamento da memória de trabalho, efeitos que ainda se estenderam a uma atividade semelhante não treinada[15]. Em uma meta-análise, Narmashiri e Akbari (2025) observaram que a tDCS foi capaz de melhorar diferentes domínios das funções cognitivas, como memória de trabalho, inibição (habilidade de controlar impulsos e interromper ações automáticas), flexibilidade cognitiva e teoria da mente (habilidade de compreender emoções e sentimentos de outros). Entretanto, os estudos analisados apresentaram um grau importante de heterogeneidade em seus métodos e parâmetros de estimulação, o que limita a generalização dos achados[14].

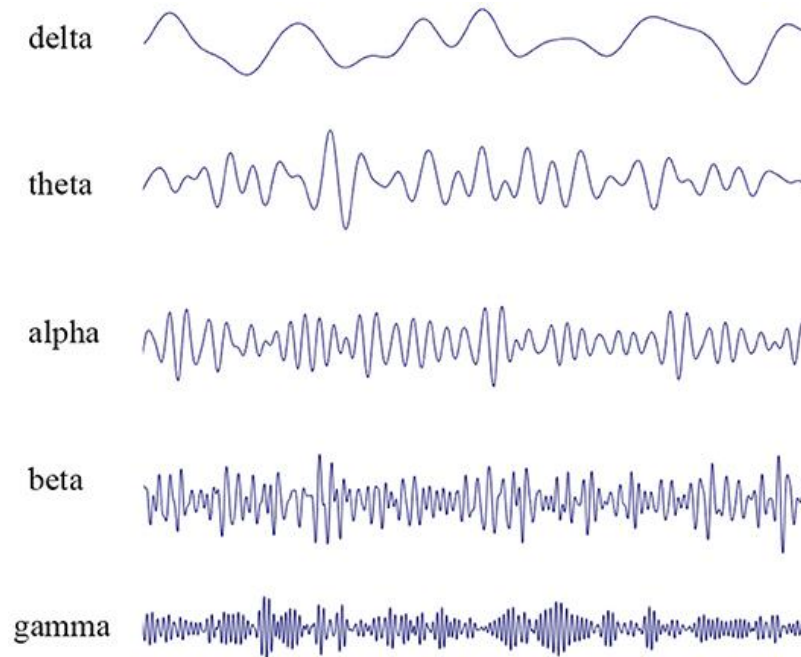
A principal área alvo de uso da tDCS voltada para o aprimoramento das funções cognitivas é o DLPFC, sendo essa a região mais frequentemente associada à melhora cognitiva tanto em populações com alguma comorbidade como em indivíduos saudáveis [56,57]. Estudos demonstram que a estimulação sobre o DLPFC modula redes corticais, aumentando a conectividade funcional e a eficiência neural durante tarefas cognitivas [57,58].

1.3. ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE ALTERNADA

A tACS consiste em uma variação da tDCS, cujo estudo dos efeitos tem se intensificado nas últimas décadas[59,60]. Sua aplicação ocorre de maneira semelhante à tDCS, por meio de eletrodos colocados no couro cabeludo[61]. Da mesma forma que a tDCS, a tACS consiste em uma técnica de NIBS segura e com efeitos colaterais mínimos e transitórios, como o formigamento e vermelhidão na região onde os eletrodos são posicionados, que desaparecem em poucos minutos após o encerramento da estimulação [19,33,55]. Para além destes, outro efeito colateral notável da tACS são os fosfenos. Estes são a percepção de luz de origem neural e não fótica, decorrente da corrente elétrica que se espalha do eletrodo para a retina. Este efeito é também transitório, e se encerra imediatamente com o fim da estimulação, e não apresenta riscos para o indivíduo [19,60,62].

A aplicação do tACS tem como objetivo modular as oscilações neurais endógenas do cérebro[63]. As oscilações neurais correspondem a toda atividade elétrica gerada por neurônios que disparam de forma rítmica e sincronizada[64,65]. Essas oscilações podem ser classificadas conforme sua frequência, sendo associadas a diferentes estados mentais e comportamentais, variando de faixas de baixa a alta frequência (figura 2). Especificamente, as frequências Delta (0,5- 4Hz) estão relacionadas ao sono profundo, sendo uma das frequências de menor ocorrência[64]. As frequências Theta (4 – 8 Hz) ocorrem predominantemente em estados de sonolência e sono superficial, relaxamento profundo e hipnose[64,66,67]. As frequências Alfa (8 -13 Hz) são relacionadas ao estado de relaxamento em vigília, além de serem consideradas frequências de transição entre estados de relaxamento e atenção[64,68]. As frequências Beta (13 – 30 Hz) ocorrem em estados de foco atencional e pensamento ativo [64,66]. Assim como as frequências delta, as frequências Gama (30 – 100 + Hz) têm menor ocorrência, sendo associadas a momentos de processamento cognitivo elevado e consciência integrada[64,66]. Essas faixas ocorrem de maneira simultânea em diferentes regiões do cérebro, porém com certa predominância de uma sobre as outras, de acordo com o estado atencional do momento[64–66].

Figura 2. Bandas de frequência das ondas cerebrais observadas no EEG.



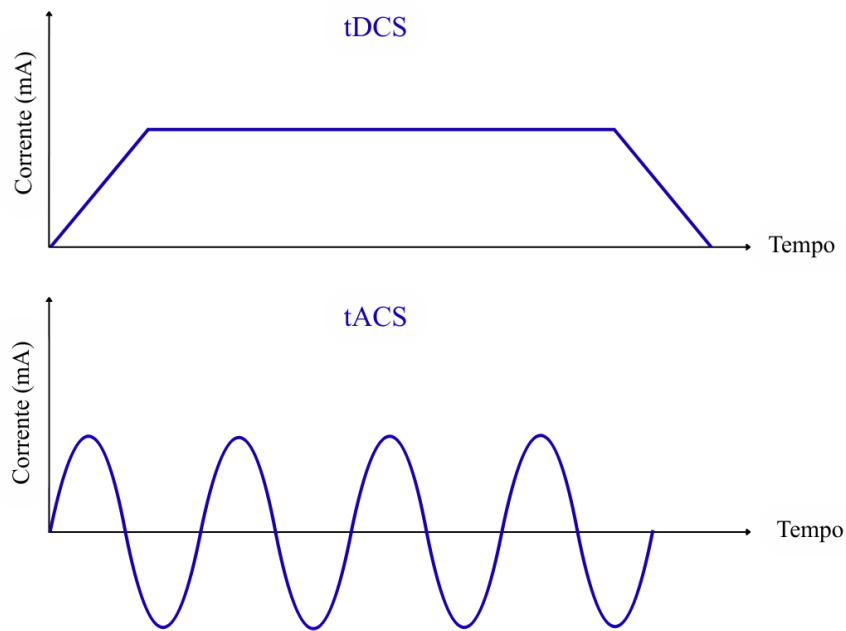
Fonte: Sun et al (2020)[69]

A sincronia dos disparos neuronais está relacionada a padrões mais eficientes de conectividade e excitação entre neurônios, promovendo comunicação mais integrada entre redes cerebrais[65,66]. De modo inverso, a dessincronia associa-se a padrões de inibição, reduzindo a conectividade[66,68]. Em um cérebro saudável, não se observam estados de sincronia ou dessincronia absolutos, pois o equilíbrio entre esses padrões é essencial para respostas adaptativas às demandas cognitivas e comportamentais[66].

1.3.1. EFEITO DE ARRASTAMENTO

Assim como a tDCS, a tACS corresponde a uma corrente de intensidade subliminar e seus efeitos dependem de fatores como posicionamento dos eletrodos, intensidade da corrente aplicada e condutividade elétrica dos tecidos subjacentes[61]. No entanto, diferentemente da tDCS, a tACS promove alternância entre os polos dos eletrodos, de modo que, a cada meio ciclo de frequência, a polaridade se inverte, gerando uma corrente de formato senoidal (figura 3)[59,70]. Dessa forma, a tACS não induz diretamente potenciais de ação, mas modula oscilações rítmicas no potencial de membrana dos neurônios, podendo influenciar o momento do disparo neuronal [61].

Figura 3. Representação esquemática das correntes elétricas entregues pela tDCS e pela tACS



Fonte: Elaborado pelo autor.

Assim, a tACS tem como objetivo ajustar as frequências endógenas do cérebro, influenciando o potencial de membrana dos neurônios e promovendo sincronia ou dessincronia dos disparos neuronais, de modo que estes passem a oscilar na frequência da estimulação aplicada [32,33,61]. Esses efeitos podem aumentar ou reduzir a conectividade e responsividade neuronal, conforme os parâmetros de aplicação da corrente [61,71].

Estudos em animais mostraram que a atividade de disparo neuronal pode ser sincronizada com o campo elétrico aplicado, um fenômeno chamado arrastamento (entrainment)[61,72]. É essa modulação subliminar e rítmica que torna os neurônios mais ou menos propensos à despolarização ou hiperpolarização em fases específicas da onda aplicada, permitindo que a tACS module o tempo dos picos neurais e a sincronização das redes neuronais[61,73]. Este é o mecanismo conhecido por gerar os efeitos da tACS que ocorrem durante a estimulação, conhecidos como efeitos online [63].

Já os efeitos posteriores à estimulação (efeitos offline), por sua vez, têm sido associados a plasticidade mediada pelo receptor NMDA[63,74]. Em um estudo

experimental proposto por Wischnewski et al, (2019) [74], que comparou os efeitos da tACS a 20Hz associado a um bloqueador do receptor de NMDA e a um medicamento placebo foi observado um aumento da excitabilidade cortical (mensurado através de potenciais evocados motores – MEPs) quando a estimulação foi associada ao medicamento placebo. Entretanto, quando aplicada junto com o bloqueador de receptor do NMDA os efeitos foram abolidos, indicando o envolvimento desse receptor na mediação de efeitos offline do tACS [74].

Outro mecanismo proposto para explicar os efeitos offline da tACS é a plasticidade dependente do tempo de pico (STDP), na qual a força da conexão sináptica entre os neurônios pré e pós sinápticos é modulada conforme o intervalo temporal entre seus potenciais de ação[75]. De acordo com esse modelo, quando o disparo pré-sináptico dispara ligeiramente antes do neurônio pós sinápticos a conexão entre ambos se fortalece, processo que se resulta na LTP[63,75]. De forma oposta, se o disparo do neurônio pré-sináptico ocorre após o disparo do neurônio pós-sináptico, há um enfraquecimento desta conexão, caracterizando uma LTD[63,75]. Assim, ao modular as oscilações endógenas do cérebro, a tACS pode influenciar o momento do disparo neuronal, promovendo a sincronização de fase entre os neurônios pré-sináptico e pós-sináptico, favorecendo mecanismos neuroplásticos[63,76].

1.3.2. APLICAÇÕES CLÍNICAS

Similar à tDCS, a tACS também tem sido adotada no tratamento de diferentes condições neurológicas, psiquiátricas e em intervenções voltadas ao aprimoramento cognitivo[61,77]. No tratamento da doença de Parkinson, a tACS modula a atividade cortical e o desempenho motor dessa população[61]. Por se tratar de uma doença que é caracterizada por uma hiper sincronização das ondas beta, a estimulação alternada em frequência beta pode melhorar os sintomas ao gerar uma dessincronização desses neurônios [61].

Já nos distúrbios neurocognitivos, a doença de Alzheimer e o comprometimento cognitivo leve têm sido os principais alvos dos estudos com tACS. A literatura demonstra que a tACS, em frequências gama (40 Hz), aplicado sobre os córtex parietal e DLPFC podem levar a melhorias na função cognitiva, abrangendo domínios como memória de trabalho, atenção e controle executivo em pacientes com

Alzheimer[78]. Além destes, as frequências gama também foram citadas como benéficas para melhora de humor e cognição em pacientes depressivos. Somado a estes, as oscilações alfas também demonstraram reduzir sintomas depressivos, com efeitos persistentes após estimulação[61].

Da mesma forma, a aplicação da tACS com o objetivo de modulação da função motora tem demonstrado resultados promissores[61,70]. Uma meta-análise[79] indicou que a corrente alternada aplicada sobre o córtex motor primário é capaz de melhorar a função motora, efeitos que foram observados com aplicação de frequências alfa, beta ou gama. Quando considerado a excitabilidade corticoespinal, as frequências alfa e beta demonstraram melhores resultados, quando aplicadas com intensidades superiores a 1mA. Em contraste, intensidades iguais ou menores que 1mA contribuíram para melhoria da função motora, porém não causaram aumento da CSE[79].

Assim, considerando as funções cognitivas, a literatura atual demonstra que protocolos de tACS apresentam resultados positivos significativos no aprimoramento de fatores cognitivos, incluindo a função executiva e o desempenho em tarefas perceptivo-motoras [33]. Além disso, evidências também indicam que a tACS pode melhorar o desempenho da memória operacional [34].

1.4. MÉTRICAS CORTICAIS

As métricas corticais correspondem a medidas obtidas por meio de testes sensoriais baseados na percepção vibro tátil, os quais permitem avaliar quantitativamente o estado funcional de vias corticais específicas[80,81]. Esses testes incluem parâmetros como foco atencional, velocidade de processamento, fadiga mental, precisão, sequenciamento, percepção temporal, plasticidade sináptica e conectividade funcional [80–85] e permitem mensurar a integridade e a eficiência funcional de circuitos neurais relacionados à percepção tátil e ao processamento sensorial[80]. A partir da integração dos resultados dos testes sensoriais o sistema fornece uma pontuação global (corticalmetric) que reflete o estado funcional das interações corticais envolvidas no processamento somatossensorial[86,87].

Esse método de avaliação é rápido, de baixo custo e portátil, quando comparado a outros instrumentos, como o eletroencefalograma, a espectroscopia

funcional por infravermelho próximo e testes clínicos computadorizados[88,89]. A avaliação é realizada por meio de um dispositivo estimulador tátil de dois dígitos, semelhante a um mouse, conectado a um computador[86,88]. Esse dispositivo fornece estímulos vibrotáteis nas pontas dos segundo e terceiro dedos, por meio de sondas cilíndricas de 5 mm de diâmetro. A partir desses estímulos, é possível mensurar a integridade das vias corticais envolvidas no processamento de diferentes funções somatossensoriais [80,86,88].

Estudos anteriores demonstraram que esse método é sensível para distinguir pacientes pós-concussão de controles saudáveis, sendo eficaz na detecção de alterações neurofisiológicas após traumatismo cranioencefálico (TCE)[90], como no estudo de Favorov et al. (2019) que relataram alta sensibilidade da variabilidade do tempo de reação na detecção de concussões, com área sob a curva (AUC) de 0,91[86]. Além disso, os autores observaram que um classificador multivariado, combinando tempo de reação, discriminação de amplitude, julgamento de ordem temporal e discriminação de duração, alcançou sensibilidade e especificidade superiores a 90% na diferenciação entre atletas com concussão e controles saudáveis[86].

Além do TCE, as métricas corticais têm se mostrado aplicáveis na avaliação de diferentes condições clínicas, como TEA, TDAH, transtorno obsessivo-compulsivo (TOC) e síndrome de Tourette[80,81,84,91–94]. Ademais, essa bateria de testes demonstrou sensibilidade a alterações em mecanismos mediados centralmente, como aquelas induzidas pela administração de antagonistas do receptor N-metil-D-aspartato (NMDA), por exemplo, dextrometorfano (DXM), em indivíduos saudáveis[80,81].

O princípio dessa avaliação baseia-se na ideia de que a capacidade de discriminar diferentes estímulos aplicados a dois dedos adjacentes reflete a integridade das vias corticais responsáveis pela inibição lateral[80,83]. Esse mecanismo ocorre quando um estímulo somatossensorial provoca ativação localizada na região cortical correspondente, acompanhada de inibição das regiões adjacentes, o que aumenta o contraste espacial entre áreas ativadas e aprimora a representação neural dos estímulos[80,95]. Essa inibição é mediada pelo ácido gama-aminobutírico (GABA), principal neurotransmissor inibitório do sistema nervoso central [80,83].

Assim, a avaliação da inibição lateral constitui um indicador comportamental da integridade da plasticidade neural e da função cortical[80]

Embora essas métricas estejam primariamente associadas ao processamento somatossensorial em regiões corticais parietais e somatossensoriais, evidências indicam que esse processamento também pode ser modulado por redes corticais de controle executivo, como o córtex pré-frontal dorsolateral (DLPFC) [82,96]. O DLPFC integra redes fronto-parietais envolvidas no controle atencional e exerce modulação do tipo *top-down* sobre o processamento sensorial, de modo que o cérebro é capaz de selecionar informações táteis relevantes e suprimir aquelas entradas sensoriais que podem ser distratoras [97] . Desta forma, o estímulo elétrico direcionado a esta região pode modular o desempenho em tarefas dependentes da integridade das vias somatossensoriais e de processos atencionais associados [97]. Em uma meta-análise anterior que avaliou os efeitos da tACS sobre diferentes domínios cognitivos em adultos jovens saudáveis, foram encontradas evidências de que a tACS pode promover melhorias significativas no desempenho cognitivo, incluindo funções executivas e desempenho em tarefas perceptivo-motoras. Nessa revisão, o córtex pré-frontal foi identificado como uma das regiões de estimulação com efeitos mais consistentes sobre o desempenho comportamental[33].

Assim, embora a estimulação do DLPFC possa influenciar o processamento somatossensorial e funções cognitivas associadas, a magnitude e a natureza desses efeitos provavelmente dependem da técnica de estimulação utilizada. Isso se deve ao fato de que tDCS e tACS apresentam mecanismos de ação distintos, o que torna plausível a ocorrência de respostas diferentes em domínios cognitivos. Para melhor compreender essas diferenças, foram realizados estudos comparando essas duas técnicas. Röhner et al. (2018)[98], em um estudo com delineamento cruzado intra-sujeito com adultos jovens saudáveis, relataram que a tACS é melhor que a tDCS para melhorar o tempo de reação durante uma tarefa de memória de trabalho. Da mesma forma, Živanović et al. (2022)[59] examinaram a memória associativa em indivíduos jovens saudáveis usando um delineamento cruzado com controle simulado. Os resultados deste estudo indicaram melhorias comparáveis com ambas as técnicas, embora as tendências descritivas tenham sugerido maior eficácia da tACS[59]. Esses estudos, entretanto, apresentam limitações relacionadas ao tipo de estudo, já que efeitos de aprendizagem podem estar relacionados a esse tipo de desenho.

A tDCS, por exemplo, pode alterar o potencial de repouso neuronal, modificando o nível de excitabilidade cortical[25]. Assim, uma estimulação anódica tenderia a facilitar a ativação das regiões corticais relacionadas às aferências somatossensoriais, potencializando o reconhecimento e a diferenciação de estímulos. Entretanto, essa modulação pode ocorrer de maneira inespecífica no córtex, uma vez que sua modulação pode afetar os neurônios de maneiras distintas em decorrência da orientação neuronal.

Por outro lado, o arrastamento das oscilações endógenas gerado pelo tACS pode promover sincronização dos disparos neuronais em redes corticais específicas, favorecendo a integração entre diferentes áreas do córtex[61,71]. Estes efeitos ocorrem de maneira mais dinâmica e seletiva, permitindo uma maior sincronização entre diferentes regiões do cérebro, o que melhora a conectividade funcional tanto intra-hemisférica quanto inter-hemisférica, bem como a conectividade de todo o cérebro[61]

Apesar da importância desses achados, até o presente momento não foram encontrados estudos que avaliem os resultados da estimulação transcraniana sobre parâmetros somatossensoriais. Uma vez que a maioria dos estudos comparando tDCS e tACS realizados até agora se concentrou em resultados comportamentais, é razoável hipotetizar, com base nos mecanismos de ação conhecidos em relação à excitabilidade neuronal e à modulação da rede cortical, que essas técnicas também podem influenciar resultados neurofisiológicos, como métricas corticais.

2. ARTIGO CIENTÍFICO

Artigo científico enviado para publicação no periódico *Journal of Affective Disorders*, qualis CAPES Interdisciplinar A1. A estruturação do artigo baseou-se nas instruções aos autores preconizadas pelo periódico (ANEXO A).

Distinct Immediate Cortical and Somatosensory Modulation Induced by tACS and tDCS in Healthy Young Adults: A Randomized Controlled Trial

Mayra Evelise dos Santos¹, Maria de Cássia Macedo², Bianca Rossi Botim¹, Gabriela Lopes Gama¹, Michelle Almeida Barbosa¹, Alexandre Carvalho Barbosa^{1,2,*}

¹ Neuromodulation Laboratory, Federal University of Juiz de Fora, 745 São Paulo Street, 35010-180, Governador Valadares, Brazil

² PhD Program in Physical Education, Federal University of Juiz de Fora, 745 São Paulo Street, 35010-180, Governador Valadares, Brazil

Acknowledgements

Throughout the duration of this study, the researchers received financial support from the Coordination for the Improvement of Higher Education Personnel (CAPES) Code 001 and from the Research Support Foundation of the State of Minas Gerais (FAPEMIG) Code APQ 02040-18.

Conflict of Interest Statement

The authors declare that there are no conflicts of interest relevant to the content of this manuscript. The authors have no financial or personal relationships with individuals or organizations that could inappropriately influence (bias) the work reported in this paper. All sources of funding and support for this research have been acknowledged.

*Corresponding author: Alexandre Carvalho Barbosa, Federal University of Juiz de Fora, 745 São Paulo Street, 35010-180, Governador Valadares, Brazil, mobile: +55 33 99154-1851, alexandre.barbosa@ufjf.br.

Author contributions: CRediT

Mayra Evelise Cunha dos Santos: Methodology, Visualization, Writing – original draft. Maria de Cássia Macedo: Methodology, Visualization, Writing – original draft. Bianca Rossi Botim: Methodology, Visualization, Writing – original draft. Michelle Almeida Barbosa: Conceptualization, Data curation, Supervision, Validation, Resources. Gabriela Lopes Gama: Formal analysis, Funding acquisition, Project administration. Alexandre Carvalho Barbosa: Conceptualization, Data curation, Formal analysis, Funding acquisition, Project administration

Distinct Immediate Cortical and Somatosensory Modulation Induced by tACS and tDCS in Healthy Young Adults: A Randomized Controlled Trial

Background: Transcranial electrical stimulation (tES) techniques—particularly transcranial direct current stimulation (tDCS) and transcranial alternating current stimulation (tACS)—can modulate cortical excitability and oscillatory activity. However, direct comparative data on their immediate neurofunctional effects in healthy humans remain limited.

Objective: To compare the acute effects of tACS and tDCS on cortical and somatosensory metrics derived from the Brain Gauge system in healthy young adults.

Methods: In this randomized controlled trial, 65 participants (33 tACS, 32 tDCS) received a single 20-min stimulation targeting the left dorsolateral prefrontal cortex (F3–Fp2 montage). The tDCS group received 2 mA direct current, and the tACS group received 1 mA alternating current at 40 Hz. Vibrotactile performance was assessed before and immediately after stimulation using standardized Brain Gauge tests (Focus, Speed, corticalmetric, Reaction Time Variability). Data were analyzed using repeated-measures general linear models including demographic and psychometric covariates.

Results: Across the full sample, Focus ($p = 0.0026$, $\eta^2 = 0.094$), Speed ($p = 0.046$, $\eta^2 = 0.043$), and corticalmetric ($p = 0.027$, $\eta^2 = 0.052$) improved significantly after stimulation. Stratified analyses revealed that both groups improved Focus and corticalmetric, despite only tACS presented improvements in speed and have effects influenced by educational Level.

Conclusions: Single-session tACS at 40 Hz and tDCS can improve attentional control and cortical function, however, only tACS effects can be influenced by education level.

These findings highlight that despite tACS and tDCS have potential role in precision neuromodulation, however, level of education must be considered in tACS application.

Keywords: Cortical excitability; Vibrotactile assessment; Neurofunctional modulation; Cognitive processing; Oscillatory entrainment.

1. Introduction

Non-invasive transcranial electrical stimulation (tES) techniques—particularly transcranial direct current stimulation (tDCS) and transcranial alternating current stimulation (tACS)—have gained increasing attention as tools for modulating cortical excitability and neural oscillatory dynamics in healthy adults. Recent studies indicate that even single sessions of tDCS can elicit immediate changes in cortical excitability, as evidenced by altered TMS-EEG metrics in healthy young participants (Kim et al., 2020; Liu et al., 2018). Likewise, tACS produces frequency-specific entrainment of endogenous oscillations and measurable shifts in cortical power spectra, highlighting its potential for rapid modulation of cortical networks (A. R. Y. Bin Lee et al., 2022; T. L. Lee et al., 2023; Liu et al., 2018). Despite extensive research on both techniques, direct within-subject comparisons of their immediate cortical effects remain scarce.

Although both tDCS and tACS are used to investigate and modulate cortical excitability and oscillatory activity, their underlying mechanisms differ substantially. For instance, a single 20-minute tDCS session targeting the posterior parietal cortex has been shown to induce immediate reductions in motor cortex excitability, as measured by motor-evoked potentials (Bashir et al., 2021). Conversely, high-definition theta-tACS over parietal regions can rapidly alter EEG-based network connectivity and short-latency afferent inhibition (SAI), suggesting modulation through oscillatory entrainment

rather than direct polarization of neuronal membranes (Chen et al., 2023). A recent meta-analysis further demonstrated that active tACS enhances working-memory performance in healthy adults compared with sham, with outcomes dependent on stimulation frequency and cortical target (Nissim et al., 2023). Collectively, these findings underscore the need for controlled comparative trials examining the acute cortical effects of both tDCS and tACS within a unified experimental framework—particularly in healthy young adults—to clarify how each approach influences excitability, oscillatory power, and connectivity before long-term plastic changes emerge. The selection of 40 Hz stimulation was based on the functional relevance of gamma-band oscillations in cortical information processing. Gamma rhythms (approximately 30–80 Hz) have been consistently associated with attentional control, sensory integration, and the coordination of distributed cortical networks. (Hsiao et al., 2024) Experimental studies have demonstrated that gamma-band tACS can enhance neural synchronization, modulate corticospinal excitability, and improve cognitive performance in tasks involving attentional engagement and sensorimotor processing. (Liu et al., 2018; Nissim et al., 2023; Wischnewski et al., 2023) Because several Brain Gauge-derived metrics—such as Focus, processing Speed, and Corticalmetric—are thought to reflect the efficiency of cortical sensory processing and attentional allocation, a 40 Hz stimulation protocol was selected to maximize the likelihood of inducing measurable oscillatory entrainment within networks supporting these functions.

Given the growing interest in acute neuromodulatory effects, it is crucial to determine how these stimulation modes translate into measurable cortical alterations immediately after intervention. Recent studies show that tDCS applied to motor and prefrontal cortices produces distinct shifts in intracortical inhibition and excitability

within minutes post-stimulation (Chang et al., 2024; Qi et al., 2024; Wang et al., 2023). In contrast, tACS not only entrains ongoing oscillations but also induces frequency-specific changes in corticospinal excitability and large-scale network connectivity, as demonstrated in recent crossover experiments with healthy subjects (Lu et al., 2024; Meng et al., 2024; Rostami et al., 2024). However, direct head-to-head randomized comparisons quantifying such immediate cortical effects—across oscillatory, excitability, and connectivity metrics—are still lacking. This gap limits understanding of how stimulation mode, frequency, and cortical target interact to shape acute neurophysiological outcomes. Addressing this limitation, the present randomized controlled trial directly compares tDCS and tACS in healthy young adults, focusing on their distinct short-term effects on a suite of cortical and somatosensory metrics derived from Brain Gauge assessments.

In view of the divergent mechanistic profiles of tDCS and tACS—where tDCS primarily modulates membrane polarization and tACS entrains intrinsic oscillations—there remains limited knowledge about how these modalities differ in their immediate cortical impacts. While recent work has highlighted modality-specific changes in excitability and oscillatory activity, comprehensive randomized studies assessing acute post-stimulation changes across multiple cortical parameters are rare. For example, theta-tACS during cognitive tasks has been linked to memory enhancement, whereas anodal tDCS may facilitate performance under specific conditions; yet their direct neurophysiological contrasts remain unclear. Therefore, this randomized controlled trial aims to compare tDCS and tACS within the same cohort of healthy young adults, evaluating their immediate differential effects on cortical excitability, connectivity indices, and Brain Gauge-based somatosensory metrics.

2. Methods

2.1. *Participants*

The inclusion criteria were individuals of both sexes, aged between 18 and 35 years, with preserved auditory acuity and without the self-reported use of psychoactive substances. The final sample consisted of 67 participants who met these criteria and were randomized into two groups: tDCS group (n=34) and tACS group (n=33). The allocation is described in the figure 1. Recruitment was carried out through a public call on social media, in addition to posters and invitation folders between august/2024 and February/2025. Individuals with epilepsy, self-reported use of anticonvulsant medication, psychoactive substances, sleep deprivation, photosensitivity, or history of seizures were excluded. Those with metallic materials implanted in or near the head, pacemakers, cardiac stents, active electronic devices, and scalp eczema were also excluded.

Although recruitment targeted community-dwelling young adults rather than clinical populations, a proportion of participants reported previous clinical diagnoses such as anxiety, ADHD, or depression. Importantly, these conditions were either self-reported as mild or subclinical and none of the participants were undergoing active psychiatric treatment or using psychoactive medication at the time of the study. Psychometric screening scores (PHQ-9 and DASS-21) were collected to quantify symptom severity and were included as covariates in the statistical models to minimize potential confounding effects. Therefore, the sample is more accurately characterized as a community-based young adult population with heterogeneous but predominantly subclinical psychological profiles rather than strictly “healthy” participants.

All participants signed the informed consent prior to participation. The study was approved by the Ethics Committee of the Federal University of Juiz de Fora (CAAE: 9919224.1.0000.514767) and registered at the Brazilian Clinical Trials Registry (REBEC: RBR-8cj7smm).

Insert Figure 1 here

2.2. *Anamnesis and Questionnaires*

Participants completed a structured interview to record demographic and clinical characteristics, including age, education level, presence of clinical diagnosis, past medical history, and current medication use. After that, the following scales were applied: Patient Health Questionnaire-9 (PHQ-9) for depressive symptoms; and Depression Anxiety and Stress Scale (DASS-21) for depression, anxiety, and stress related symptoms.

2.3. *Vibrotactile Testing*

The tactile stimulus evaluation protocol was conducted as described in previous studies [15,22]. Briefly, participants were instructed to remain seated in front of a laptop, with their dominant hand placed on a two-digit tactile stimulator, similar in size and shape to a mouse, the Brain Gauge device (Cortical Metrics, NC, USA) [23,24]. The device delivered vibrotactile stimuli to the tips of the index and middle fingers using 5 mm diameter cylindrical probes. Stimuli were administered at frequencies between 25 and 50 Hz, distributed in a pseudo-randomized manner across the fingers. The stimuli could vary in the amplitude, frequency or time duration according to a preset specific test. Each test generates a specific score for different domains, according to how quickly and accurately the participants respond. Then, the software algorithm expresses the cortical metrics, as follows: focus, processing speed, mental fatigue,

accuracy, sequencing, temporal perception, synaptic plasticity, and functional connectivity. The tests battery included five tasks, described below:

1. Reaction Time (RT): A single vibrotactile stimulus was delivered to the middle finger, and participants were instructed to press a button with the index finger as quickly as possible. The primary metric was the latency between stimulus onset and motor response, measured in milliseconds (ms), reflecting sensorimotor processing efficiency. The score was calculated as the mean of 10 valid trials. The first three trials served as a familiarization phase and were excluded from analysis. Reaction time variability (RTV), defined as the standard deviation of valid trials, was also calculated.

2. Sequential Amplitude Discrimination (sqAD): Two sequential stimuli were applied to the fingers, and participants were asked to indicate which one had the higher intensity. This task measured the amplitude discrimination threshold, defined as the smallest detectable intensity difference between two stimuli. The threshold was calculated as the mean of the final trials and expressed in micrometers (μm).

3. Simultaneous Amplitude Discrimination (smAD): Similar to the previous task, two sequential stimuli were applied to the fingers, but stimuli were delivered simultaneously to both fingers and the participants should identify which stimulus was more intense. This task measured the amplitude discrimination threshold, when both stimuli are delivered simultaneously. The extracted metric was the amplitude discrimination threshold, also measured in micrometers (μm).

4. Temporal Order Judgment (TOJ): Two stimuli with identical frequency, duration, and amplitude were applied sequentially with varying intervals and the participants should indicate which stimulus was perceived first. This task assessed the ability to detect the temporal order of tactile inputs delivered to different fingers. The TOJ threshold was

defined as the shortest interstimulus interval (ISI) at which participants correctly identified the order, expressed in milliseconds (ms).

5. Duration Discrimination (DD): Two stimuli with equal frequency and amplitude but differing durations were presented sequentially and the participants identified the longer stimulus. This task measured the duration discrimination threshold, defined as the smallest detectable difference in stimulus duration. The threshold was calculated as the mean of the final trials and expressed in micrometers (μm).

Previous validation studies have demonstrated that Brain Gauge metrics exhibit good test–retest reliability and sensitivity to changes in cortical sensory processing. (Holden et al., 2020; Pearce et al., 2022; Tommerdahl et al., 2020; Zhang et al., 2023) Vibrotactile discrimination thresholds, reaction time variability, and temporal order judgments derived from the system have been shown to correlate with measures of cortical excitability and sensory network efficiency in both healthy and clinical populations. These metrics therefore provide a quantitative proxy for somatosensory cortical function and have been used in previous studies investigating cortical plasticity and neuromodulation effects.

Intervention Protocol

Transcranial stimulation was delivered using a digital device (Microestim Foco Research NKL, Curitiba, Paraná, Brazil) with silicone electrodes (5 × 7 cm) placed inside of saline-soaked sponges with 0.9% NaCl in distilled water.

The tDCS was applied at 2 mA during 20 minutes [26]. The tACS was applied at 1 mA, with a frequency of 40 Hz, also during 20 minutes [27]. Both stimulations were applied with a 30-s ramp-up to start and 30-s ramp-down to end. For both conditions, the anode was placed over the left dorsolateral prefrontal cortex (F3) and the cathode

over the right supraorbital region (Fp2), according to the international 10–20 EEG system, maintaining a minimum distance of 7 cm between electrodes to avoid the shunting effect [28]. To minimize the inter-subject variability and to ensure the precise placement of the electrodes, all cranial measurements were based on the 10–20 system.

Electrode impedances were monitored prior to stimulation to ensure adequate conductivity and were maintained below standard safety thresholds throughout the procedure. All electrode placements were performed by trained researchers using cranial measurements according to the international 10–20 EEG system, ensuring consistent positioning across participants.

2.4. Experimental Protocol

All the procedures were conducted by 3 trained raters. The participant was sequentially assessed following the order: (1) anamnesis; (2) questionnaires; and (3) baseline cortical metrics assessments using the Brain Gauge. Then, the participant received the assigned neuromodulation protocol (tACS or tDCS), and a second Brain Gauge assessment was conducted immediately after the stimulation (figure 2).

Insert Figure 2 here

The F3–Fp2 montage was selected to target the left dorsolateral prefrontal cortex (DLPFC), a region strongly implicated in executive control, attentional regulation, and top-down modulation of sensory processing. The DLPFC is also a widely used target in transcranial electrical stimulation research due to its central role in cognitive control networks and its accessibility for non-invasive neuromodulation. Although recent studies have suggested that other frontal regions, such as the right inferior frontal gyrus, may show strong responsiveness to stimulation during inhibitory control tasks,

the left DLPFC remains one of the most consistently targeted cortical regions in neuromodulation studies examining attention, cognitive processing speed, and executive function. Therefore, the present montage was chosen to modulate prefrontal cognitive networks that may influence downstream somatosensory processing measured by Brain Gauge metrics.

2.5. *Statistical Procedures*

All statistical procedures were conducted using Python (version 3.11), primarily utilizing the statsmodels, pandas, and scipy libraries (the workflow is described at the supplemental material 1). Descriptive statistics were calculated to characterize the sample. For continuous variables, measures of central tendency and dispersion were computed (mean, standard deviation, minimum, and maximum). Categorical variables, such as sex, clinical diagnosis, and group assignment (tACS or tDCS), were summarized using absolute and relative frequencies. To assess the effects of transcranial alternating current stimulation (tACS) and transcranial direct current stimulation (tDCS) on neurofunctional outcomes, we employed a general linear modeling framework with repeated measures. Each dependent variable—comprising cognitive and sensorimotor metrics such as Focus, Speed, Corticalmetric, and Reaction Time Variability—was modeled using ordinary least squares (OLS) regression. Each model included Group (tACS vs. tDCS) as a between-subjects factor, Time (Pre vs. Post) as a within-subjects factor, and the Group \times Time interaction term to evaluate differential changes over time across interventions. To account for individual differences and potential confounders, the following covariates were included in all models: Age (in years), Years of formal education, Presence of clinical diagnosis (coded as a binary variable), Depressive symptom severity assessed using the Patient Health Questionnaire (PHQ-9), Subscale scores from the Depression,

Anxiety, and Stress Scale (DASS-21), including Depression, Anxiety, and Stress. Assumptions of normality and homoscedasticity of residuals were assessed using the Shapiro–Wilk test and Levene’s test, respectively. In addition, residual diagnostics and visual inspection of Q–Q plots and standardized residual scatterplots were performed to validate model assumptions. Significance of main effects and interactions was evaluated using Type II analysis of variance (ANOVA) derived from the fitted linear models. For each factor, the F-statistic and associated p-value were reported. Effect sizes were quantified using partial eta squared (η^2), interpreted according to Cohen’s conventional criteria: $\eta^2 = 0.01$ (small effect), $\eta^2 = 0.06$ (moderate effect), and $\eta^2 \geq 0.14$ (large effect). To further explore the contribution of each intervention independently, we conducted stratified analyses by group (tACS and tDCS) using the same linear modeling structure, excluding the between-group factor. This allowed for the detection of within-group changes while adjusting for the same covariates listed above. All continuous predictors were mean-centered prior to inclusion in the models to improve interpretability and reduce multicollinearity. Missing data were handled using listwise deletion for each respective analysis. Clinical interpretation of significant effects considered both statistical and practical significance, with directionality (improvement or deterioration) evaluated based on the nature of each variable. Improvements were defined, for example, as increases in Focus scores, reductions in reaction time variability, and elevated cortical responsiveness.

Two participants were excluded from the final analysis due to incomplete post-stimulation data caused by technical interruptions during the vibrotactile testing procedure. As a result, the final analytical sample consisted of 65 participants with complete datasets. Missing data were therefore minimal and were handled using listwise deletion, which did not introduce meaningful imbalance between groups.

3. Results

A total of 65 participants with complete pre- and post-intervention data were included in the final analysis. Of these, 33 were assigned to the tACS group and 32 to the tDCS group. Baseline demographic and clinical characteristics (table 1), including age, education level, presence of clinical diagnosis, and psychometric scores (PHQ-9, DASS-21), were statistically comparable across groups (all $p > 0.10$), confirming initial group equivalence.

Insert table 1 here

Across the full sample, several neurofunctional measures demonstrated significant improvements over time. Focus scores increased significantly from pre- to post-intervention (table 2) ($F_{1, 59} = 9.45$, $p = 0.0026$, $\eta^2 = 0.094$), indicating enhanced sustained attention. Speed, a metric of cognitive processing velocity, also improved ($F_{1, 59} = 4.06$, $p = 0.046$, $\eta^2 = 0.043$). In addition, corticalmetric, an index of corticalmetric, showed a significant post-intervention increase ($F_{1, 59} = 5.03$, $p = 0.027$, $\eta^2 = 0.052$). These findings suggest that neuromodulation protocols, when considered collectively, produced measurable improvements in attentional control and cortical function.

Insert table 2 here

Upon inclusion of covariates, further nuances emerged. Speed was significantly influenced by several individual characteristics. Participants with a clinical diagnosis exhibited reduced improvements ($F_{1, 59} = 1.98$, $p = 0.014$, $\eta^2 = 0.243$). Age was negatively associated with Speed performance, with older participants showing diminished post-intervention gains ($F_{1, 59} = 6.21$, $p = 0.014$, $\eta^2 = 0.14$).

Higher PHQ-9 scores, reflecting greater depressive symptomatology, were also associated with poorer outcomes in Speed ($F_{1, 59} = 6.35, p = 0.013, \eta^2 = 0.09$). Conversely, years of education positively predicted Speed ($F_{1, 59} = 4.15, p = 0.044, \eta^2 = 0.078$), suggesting a beneficial role of cognitive reserve.

No statistically significant Group \times Time interaction effects were observed in the full sample (all $p > 0.05$), indicating that improvements over time did not significantly differ between the tACS and tDCS groups when modeled together. However, stratified analyses provided further insight into group-specific effects (table 2).

In the tACS group ($n = 33$), several variables showed significant post-intervention changes. Focus improved significantly ($F_{1, 28} = 7.51, p = 0.0086, \eta^2 = 0.142$), supporting an enhancement in attentional capacity. Reaction Time Variability (F) decreased ($F_{1, 28} = 5.66, p = 0.021, \eta^2 = 0.11$), reflecting more consistent cognitive performance. Additionally, the corticalmetric increased significantly ($F_{1, 28} = 4.49, p = 0.039, \eta^2 = 0.09$). Years of education also emerged as a significant predictor within the tACS group, enhancing both Focus ($F = 6.07, p = 0.017$) and RT Variability ($F = 6.13, p = 0.017$), suggesting that more educated participants derived greater benefit from the stimulation.

In the tDCS group ($n = 32$), significant improvements were observed across multiple outcome measures. Focus ($F_{1,66} = 8.57, p = 0.0047$), and Corticalmetric ($F_{1,66} = 5.35, p = 0.0238$). However, in this group, the years of education was not a covariate moderating the results, suggesting that the tDCS induces improvement universally.

Effect size estimates underscored the clinical relevance of these findings. The largest partial eta squared values were observed for the influence of clinical diagnosis on Speed ($\eta^2 = 0.243$), sequential amplitude discrimination ($\eta^2 = 0.234$), and accuracy

($\eta^2 = 0.212$), highlighting the substantial role of clinical factors in shaping cognitive outcomes. The improvements in Focus, corticalmetric, and RT Variability in the tACS group, while moderate in magnitude, remain clinically meaningful, particularly in the context of enhancing attentional stability and corticalmetric.

4. Discussion

The present randomized controlled trial investigated and directly compared the immediate effects of tACS and tDCS on cortical and somatosensory metrics derived from the Brain Gauge system in healthy young adults. Overall, the findings showed that both stimulation modalities elicited short-term improvements in neurofunctional performance without differences between groups. Stratified analyses, however, revealed that despite both tES techniques can improve attentional control and cortical function, only tACS effects was influenced by education level. The absence of a statistically significant Group \times Time may reflect limited statistical power for detecting interaction effects in moderately sized samples, particularly when multiple covariates are included in the model. Interaction terms typically require larger sample sizes than main effects to achieve adequate statistical sensitivity. Additionally, heterogeneity in baseline symptom profiles and individual differences in cognitive reserve may have introduced variability that diluted the between-group interaction signal.

The magnitude of the observed effects should also be interpreted with caution. The reported effect sizes (η^2 ranging from 0.043 to 0.094) fall within the small-to-moderate range according to conventional criteria. In non-clinical populations, such effect sizes are common in neuromodulation studies and may represent subtle shifts in neural efficiency rather than large behavioral transformations. Importantly, even modest effect sizes can be informative when assessing acute neurophysiological modulation, particularly in healthy young adults whose baseline cognitive performance

is already near optimal. Therefore, the present findings should be interpreted as evidence of detectable neurofunctional modulation rather than large-scale cognitive enhancement.

The primary mechanism of action of tDCS is thought to involve subtle shifts in resting membrane potential, whereby anodal stimulation slightly depolarizes neuronal membranes, increasing cortical excitability, while cathodal stimulation tends to hyperpolarize and reduce excitability (Dadgar et al., 2022). These effects are subthreshold and highly dependent on neuronal orientation and the ongoing state of the network, which may limit the emergence of immediate, large-scale functional changes following a single session. Instead, tDCS is often associated with gradual and cumulative modulation of cortical excitability over repeated applications. In contrast, tACS is proposed to interact more directly with ongoing oscillatory activity by entraining endogenous neural rhythms and promoting synchronized firing across neuronal populations (Bashir et al., 2021; Nissim et al., 2023). When the stimulation frequency approximates intrinsic oscillatory dynamics, it may facilitate phase alignment and transient changes in network-level connectivity (He et al., 2023; Vogeti et al., 2022). Additionally, the interaction between alternating currents and spike-timing dependent plasticity (STDP) mechanisms may support short-term modulation of synaptic efficacy and network configuration (Vogeti et al., 2022). Importantly, although within-group analyses in the present study suggested that certain somatosensory-derived metrics (e.g., Focus and RT Variability) were more responsive in the tACS group, the absence of a significant Group \times Time interaction indicates that these differences should not be interpreted as evidence of superiority of one modality over the other. Rather, the findings may reflect distinct, but complementary, mechanisms of action. While tACS may transiently modulate oscillatory synchronization and network dynamics, tDCS may

exert its effects through more diffuse and state-dependent modulation of cortical excitability, potentially requiring repeated sessions to achieve comparable functional outcomes. This interpretation is consistent with the notion that different neuromodulatory techniques may preferentially engage distinct neurophysiological processes, rather than producing inherently superior or inferior effects.

The current findings broadly align with previous reports indicating that transcranial alternating current stimulation (tACS) can induce measurable, albeit modest, changes in cognitive and sensorimotor-related metrics in healthy young adults. A meta-analysis including 56 studies reported small but significant positive effects of tACS on cognitive performance in this population, particularly under online stimulation conditions and within theta and gamma frequency ranges (Lee et al., 2023). In the present study, within-group changes observed in measures such as Focus and Reaction Time Variability following tACS are consistent with the proposed role of oscillatory entrainment in modulating cortical network dynamics.

Conversely, the literature on tDCS demonstrates more heterogeneous findings regarding immediate effects in healthy individuals, with some studies reporting changes in cortical excitability or learning only when combined with task engagement or repeated stimulation sessions (Sánchez-León et al., 2021; Yamaguchi et al., 2020). In the current protocol, tDCS also produced immediate changes in selected outcome measures (e.g., Focus and Corticalmetric), although these effects were not moderated by educational level. Importantly, despite these within-group observations, no significant Group \times Time interaction was detected, indicating that the patterns observed between tACS and tDCS should not be interpreted as evidence of differential efficacy. Rather, the findings suggest that both modalities are capable of inducing

acute neurofunctional modulation, potentially through distinct but overlapping neurophysiological mechanisms.

It is also noteworthy that recent studies investigating frequency-specific tACS protocols, particularly in the gamma range, have demonstrated measurable changes in cortical excitability using electrophysiological markers such as motor-evoked potentials (MEPs) and transcranial evoked potentials (TEPs) in young adults (Tingting et al., 2025; Wischnewski et al., 2023). Therefore, the observed within-group effects in the tACS condition may reflect the interaction between frequency-specific stimulation parameters and the sensitivity of somatosensory-derived cortical metrics to detect transient changes in network dynamics.

From a mechanistic perspective, the selective improvements observed in Reaction Time Variability and Corticalmetric are suggestive of enhanced temporal coordination of neuronal populations rather than a generalized increase in cortical excitability. Gamma-band oscillations have been implicated in the temporal binding of distributed neural assemblies, facilitating efficient information transfer across cortical networks (Liu et al., 2018; Nissim et al., 2023; Wischnewski et al., 2023). By externally modulating oscillatory activity at 40 Hz, tACS may transiently influence phase coherence within sensorimotor and attentional networks, potentially reducing trial-to-trial variability in stimulus processing. This interpretation is consistent with models of spike-timing dependent plasticity (STDP), in which the temporal alignment of synaptic activity with oscillatory phases supports transient strengthening of functional connectivity (Agboada et al., 2025; McNally et al., 2024; Tingting et al., 2025).

In parallel, the effects observed with tDCS may reflect a different mode of neuromodulation, primarily related to shifts in membrane polarization and state-dependent modulation of cortical excitability (Lefaucheur et al., 2017; Wang et al.,

2016). Such effects are often described as more diffuse and dependent on ongoing neural activity, and may require repeated sessions or task engagement to produce more robust behavioral changes. In this context, the presence of immediate changes in selected measures in the tDCS group suggests that even single-session stimulation can influence neurofunctional outcomes, although potentially through mechanisms that differ from those associated with oscillatory entrainment.

Notably, the broader literature reports mixed immediate effects of tACS in healthy cohorts, with outcomes strongly influenced by stimulation parameters such as frequency, montage, timing of assessment, and task demands. While some meta-analyses and reviews describe small but reliable benefits, others highlight null findings under suboptimal parameterization (Grover et al., 2023; Kraft & Hampstead, 2024; T. L. Lee et al., 2023). In addition, inter-individual variability plays a critical role in responsiveness to both tACS and tDCS, with factors such as baseline oscillatory state, neuroanatomy, and the distribution of the induced electric field contributing to heterogeneous outcomes. Computational modeling studies and narrative syntheses emphasize that variability in endogenous rhythms and field strength may account for these differences and support the need for individualized stimulation protocols (Li et al., 2023; Preisig & Hervais-Adelman, 2022; Vergallito et al., 2022).

Within this context, the present findings—showing within-group changes in selected metrics following tACS and more limited immediate changes following tDCS—should be interpreted with caution. Although these patterns are broadly consistent with the parameter sensitivity and frequency-dependent nature of tACS effects, the absence of a significant Group \times Time interaction indicates that they do not constitute evidence of differential efficacy between modalities. Rather, they may reflect differences in the neurophysiological processes predominantly engaged by each

technique. While entrainment-based modulation associated with tACS may be more readily detectable under specific parameter configurations, tDCS effects—linked to membrane polarization and state-dependent modulation—may emerge more gradually or under conditions involving repeated sessions or task engagement (Au et al., 2022; Hausman et al., 2023; Lv et al., 2024; Lee et al., 2023).

From a translational perspective, these observations suggest that tACS and tDCS may occupy complementary roles within neuromodulation frameworks rather than representing hierarchically distinct interventions. Frequency-specific tACS protocols may be particularly suited to probing or transiently modulating oscillatory dynamics in conditions characterized by dysrhythmic activity, whereas tDCS may support longer-term plasticity through cumulative application. Indeed, recent randomized and controlled studies indicate that tACS can improve symptoms such as insomnia when delivered over multiple sessions, highlighting both its sensitivity to parameter selection and potential age-dependent effects (Shao et al., 2024; Wang et al., 2020; Zhu et al., 2024). In parallel, clinical and meta-analytic evidence supports the use of transcranial electrical stimulation in depression, with tDCS demonstrating benefits across heterogeneous protocols and tACS emerging as a complementary or adjunctive approach (Ren et al., 2025; Zhou et al., 2024).

Importantly, tDCS-related effects are frequently observed in the context of repeated stimulation or when combined with behavioral training, consistent with its underlying mechanism of gradual modulation of cortical excitability. Recent reviews and meta-analyses have documented improvements in cognitive and motor outcomes under multi-session paradigms (Lv et al., 2024; Muccio et al., 2024). Taken together, these findings reinforce the ongoing shift toward precision neuromodulation, in which individualized targeting and parameter optimization—such as frequency matching and

electric field modeling—are used to align stimulation with endogenous neural dynamics. This approach, increasingly supported by computational and early clinical evidence, may enhance both reliability and effect size across neuromodulatory interventions (Bin Lee et al., 2022; Zhu et al., 2024).

Some limitations should be acknowledged when interpreting the present findings. The current study included only healthy young adults, which restricts generalization to older or clinical populations, whose cortical excitability and oscillatory dynamics differ substantially. Also, only immediate post-stimulation effects were assessed; thus, it remains unclear whether the observed tACS or tDCS-induced improvements persist or evolve over time. Longitudinal or multi-session designs are needed to determine whether these acute effects translate into sustained neuroplastic changes. Although the Brain Gauge system provides sensitive quantitative indices of somatosensory cortical processing, the absence of concurrent electrophysiological measures (e.g., EEG, TMS-EEG, or MEP recordings) limits the ability to directly link behavioral and oscillatory changes. The stimulation parameters were standardized across participants (fixed montage, intensity, and frequency), without adjustment for individual anatomy or intrinsic oscillatory frequency, which may have introduced inter-individual variability in responsiveness. An important limitation of the present study is the absence of a sham stimulation control group. Although the randomized comparison between two active stimulation modalities (tACS and tDCS) allows direct evaluation of modality-specific effects, the lack of a sham condition prevents a complete separation between genuine neuromodulatory effects and nonspecific influences such as expectancy or placebo responses. Transcranial electrical stimulation studies are particularly susceptible to placebo-related effects due to cutaneous sensations, participant expectations, and contextual influences associated with neuromodulation

procedures. Consequently, it is possible that part of the observed improvements, especially in behavioral measures such as attentional focus and processing speed, may reflect nonspecific factors rather than purely neurophysiological modulation. Future trials should incorporate sham-controlled conditions to more definitively isolate the causal contribution of stimulation parameters to the observed outcomes. Finally, the sample size—although sufficient for detecting medium effect sizes—may still limit statistical power for detecting subtle Group \times Time interactions or interactions with individual covariates such as education or baseline mood. Future studies should integrate multimodal neurophysiological monitoring, individualized current-flow modeling, and adaptive frequency-matching protocols to enhance interpretability and optimize stimulation efficacy.

The present randomized controlled trial provides novel evidence that both tACS and tDCS are capable of inducing measurable cortical and somatosensory modulation in healthy young adults. By combining non-invasive neuromodulation with quantitative vibrotactile assessment using the Brain Gauge system, the findings demonstrate that single-session stimulation can influence attentional stability, processing speed, and cortical responsiveness. Within-group analyses suggested that tACS was associated with changes in specific metrics such as Focus and Reaction Time Variability, which may be consistent with oscillatory entrainment mechanisms at 40 Hz.

However, the absence of a significant Group \times Time interaction indicates that these observations should not be interpreted as evidence of superior efficacy of tACS over tDCS. Rather, the results suggest that both modalities can produce acute neurofunctional effects, potentially through distinct but overlapping neurophysiological mechanisms. While tACS may transiently influence oscillatory synchronization and network dynamics, tDCS-related effects may reflect modulation of membrane

polarization and state-dependent excitability, which may not always translate into uniform or immediately detectable changes across all outcome measures.

The current findings contribute to a growing body of literature emphasizing the frequency- and state-dependence of cortical responsiveness, as well as the importance of individual variability in neuromodulation outcomes. They also highlight the value of integrating high-resolution somatosensory metrics into neuromodulation research, as such measures may be sensitive to subtle and transient changes in cortical processing. Future studies should extend this paradigm to clinical and aging populations, incorporate multi-session and multimodal designs, and adopt individualized stimulation parameters to optimize cortical targeting and facilitate the translation of acute experimental effects into sustained therapeutic outcomes.

Declaration of generative AI and AI-assisted technologies in the writing process

During the preparation of this work the author(s) used OpenAI in order to improve readability and review the statistics. After using this tool/service, the author(s) reviewed and edited the content as needed and take(s) full responsibility for the content of the publication.

References

Bashir, S., Aisha, D., Hamza, A., Al-Hussain, F., & Yoo, W.-K. (2021). Effects of transcranial direct current stimulation on cortex modulation by stimulation of the primary motor cortex and parietal cortex in humans. *International Journal of Neuroscience*, 131(11), 1107–1114.

<https://doi.org/10.1080/00207454.2020.1775594>

Chen, X., Wu, Y., Shi, X., Zhou, Z., Feng, T., Ren, M., Li, Y., & Shan, C. (2023).

Neuromodulatory effects of high-definition theta transcranial alternating current

- stimulation on the parietal cortex: a pilot study of healthy males. *Frontiers in Neuroscience*, 17(November), 1–9. <https://doi.org/10.3389/fnins.2023.1255124>
- Dadgar, H., Majidi, H., & Aghaei, S. (2022). Biological and Neurobiological Mechanisms of Transcranial Direct Current Stimulation. *Iranian Journal of Psychiatry*, 17(3), 350–355. <https://doi.org/10.18502/ijps.v17i3.9735>
- He, Y., Liu, S., Chen, L., Ke, Y., & Ming, D. (2023). Neurophysiological mechanisms of transcranial alternating current stimulation. *Frontiers in Neuroscience*, 17(April), 1–12. <https://doi.org/10.3389/fnins.2023.1091925>
- Holden, J., Francisco, E., Tommerdahl, A., Lensch, R., Kirsch, B., Zai, L., Pearce, A. J., Favorov, O. V., Dennis, R. G., & Tommerdahl, M. (2020). Methodological Problems With Online Concussion Testing. *Frontiers in Human Neuroscience*, 14(October), 1–13. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2020.509091>
- Hsiao, Y.-W., Tzeng, H.-Y., Chu, C.-M., Lan, H.-Y., Chiang, H.-H., Wong, Y. K., Wu, J. M., Zhou, G., Zhu, F., Zhang, Q., Yang, X. J., Qin, Z., Zhao, N., Chen, H., Zhang, Z.-J., Huang, F., Hirano, D., Shi, Y., Taniguchi, T., ... Barbosa, A. C. (2024). Does the Transcranial Direct Current Stimulation Selectively Modulate Prefrontal Cortex Hemodynamics? An Immediate Effect-Controlled Trial on People with and without Depression. *Applied Sciences*, 14(17), 7901. <https://doi.org/10.3390/app14177901>
- Kim, J., Jang, K.-I., Roh, D., Kim, H., & Kim, D. H. (2020). A direct comparison of the electrophysiological effects of transcranial direct and alternating current stimulation in healthy subjects. *Brain Research*, 1747(March), 147065. <https://doi.org/10.1016/j.brainres.2020.147065>
- Lee, A. R. Y. Bin, Yau, C. E., Mai, A. S., Tan, W. A., Ong, B. S. Y., Yam, N. E., & Ho,

- C. S. H. (2022). Transcranial alternating current stimulation and its effects on cognition and the treatment of psychiatric disorders: a systematic review and meta-analysis. *Therapeutic Advances in Chronic Disease*, 13(14), 1854–1863. <https://doi.org/10.1177/20406223221140390>
- Lee, T. L., Lee, H., & Kang, N. (2023). A meta-analysis showing improved cognitive performance in healthy young adults with transcranial alternating current stimulation. *Npj Science of Learning*, 8(1), 1. <https://doi.org/10.1038/s41539-022-00152-9>
- Lefaucheur, J.-P., Antal, A., Ayache, S. S., Benninger, D. H., Brunelin, J., Cogiamanian, F., Cotelli, M., Ridder, D. De, Ferrucci, R., Langguth, B., Marangolo, P., Mylius, V., Nitsche, M. A., Padberg, F., Palm, U., Poulet, E., Priori, A., Rossi, S., Schecklmann, M., ... Kim, E. S. (2017). Evidence-based guidelines on the therapeutic use of transcranial direct current stimulation (tDCS). *Clinical Neurophysiology*, 128(1), 56–92. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2016.10.087>
- Liu, A., Vöröslakos, M., Kronberg, G., Henin, S., Krause, M. R., Huang, Y., Opitz, A., Mehta, A., Pack, C. C., Krekelberg, B., Berényi, A., Parra, L. C., Melloni, L., Devinsky, O., & Buzsáki, G. (2018). Immediate neurophysiological effects of transcranial electrical stimulation. *Nature Communications*, 9(1), 5092. <https://doi.org/10.1038/s41467-018-07233-7>
- Nissim, N. R., McAfee, D. C., Edwards, S., Prato, A., Lin, J. X., Lu, Z., Coslett, H. B., & Hamilton, R. H. (2023). Efficacy of Transcranial Alternating Current Stimulation in the Enhancement of Working Memory Performance in Healthy Adults: A Systematic Meta-Analysis. *Neuromodulation: Technology at the Neural Interface*,

26(4), 728–737. <https://doi.org/10.1016/j.neurom.2022.12.014>

Pearce, A. J., King, D., Kidgell, D. J., Frazer, A. K., Tommerdahl, M., & Suter, C. M.

(2022). Assessment of Somatosensory and Motor Processing Time in Retired Athletes with a History of Repeated Head Trauma. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 7(4), 109. <https://doi.org/10.3390/jfmk7040109>

Tommerdahl, M., Francisco, E., Holden, J., Lensch, R., Tommerdahl, A., Kirsch, B.,

Dennis, R., & Favorov, O. (2020). An Accurate Measure of Reaction Time can Provide Objective Metrics of Concussion. *The Journal of Science and Medicine*, 2(2), 1–11. <https://doi.org/10.37714/josam.v2i2.31>

Vogeti, S., Boetzel, C., & Herrmann, C. S. (2022). Entrainment and Spike-Timing

Dependent Plasticity – A Review of Proposed Mechanisms of Transcranial Alternating Current Stimulation. *Frontiers in Systems Neuroscience*, 16(February), 1–16. <https://doi.org/10.3389/fnsys.2022.827353>

Wang, X., Tian, L., Hara, T., Shanmugalingam, A., McIntyre, A., Burhan, A. M.,

Meron, D., Hedger, N., Garner, M., Baldwin, D. S., Cheng, Y. C., Kuo, P. H., Su, M. I., Huang, W. L., Guo, Z., Bao, D., Manor, B., Zhou, J., Palm, U., ... Torres, I. L. S. (2016). Neurobiological Effects of Transcranial Direct Current Stimulation: A Review. *Frontiers in Psychiatry*, 57(8), 681–694.

<https://doi.org/10.1017/S0033291721005560>

Wischnewski, M., Alekseichuk, I., & Opitz, A. (2023). Neurocognitive, physiological,

and biophysical effects of transcranial alternating current stimulation. *Trends in Cognitive Sciences*, 27(2), 189–205. <https://doi.org/10.1016/j.tics.2022.11.013>

Zhang, C., Jing, H., Yan, H., Li, X., Liang, J., Zhang, Q., Liang, W., Ou, Y., Peng, C.,

Yu, Y., Wu, W., Xie, G., & Guo, W. (2023). Disrupted interhemispheric

coordination of sensory-motor networks and insula in major depressive disorder.

Frontiers in Neuroscience, 17(4). <https://doi.org/10.3389/fnins.2023.1135337>

Figure Legends

Figure 1. Flow diagram showing group progression through the randomized trial phases.

Figure 2. Experimental protocol sequence.

Figure 1.

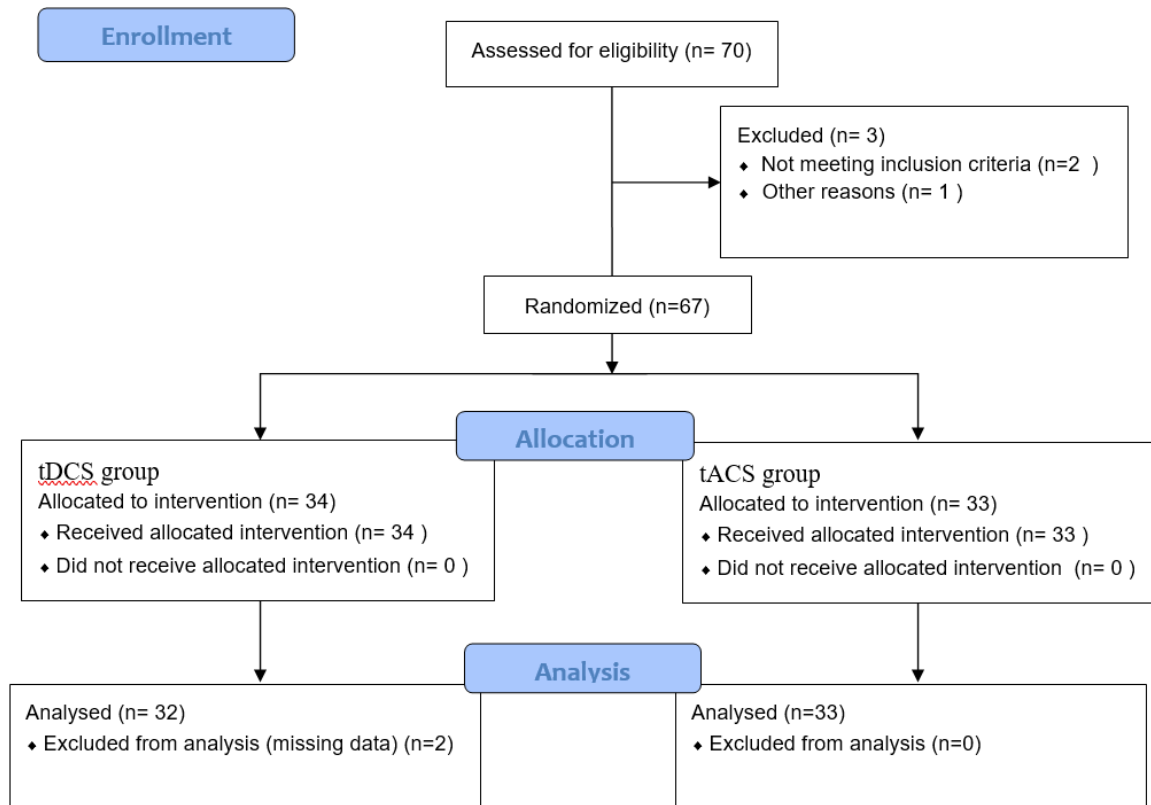


Figure 2.

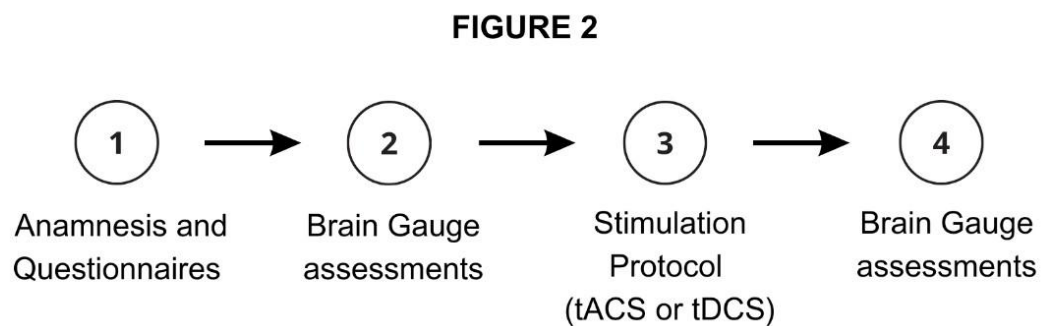


Table 1. Participants' characteristics.

Characteristic		Mean (SD)	Min-Max
Age		22.36 (3.6)	18-34
PHQ-9		16.89 (3.46)	11-25
DASS-Depression		8.03 (7.71)	0-17
DASS-Anxiety		12.36 (8.87)	0-32
DASS-Stress		7.19 (7.71)	0-34
Years of education		16.8(3.46)	11-25
Sex	Male	28 (41.79%)	
n (%)	Female	39 (58.21%)	
		3	
Group	tDCS	33 (49.25%)	
n (%)	tACS	34 (50.75%)	
Diagnosis	No diagnostic	46 (68.66%)	
n (%)	Anxiety	6 (8.96%)	
	ADHD	6 (8.96%)	
	Depression	3 (4.48%)	
	Other	2 (2.99%)	
	ASD	2 (2.99%)	
	Labirintitis	1 (1.49%)	
	Hipotiroidism	1 (1.49%)	

Table 2. Results of the full sample analyses and the analyses stratified by group.

Variables		Pre (mean \pm SD)	Post (mean \pm SD)
	Focus	80.73 \pm 20.73	90.28 \pm 14.90
Full Sample	Speed	42.68 \pm 31.93	54.12 \pm 33.37
	Corticalmetric	68.18 \pm 14.65	73.78 \pm 14.23
	Focus	73.79 \pm 25.01	87.94 \pm 18.98
tACS group(n=33)	Corticalmetric	69.38 \pm 17.20	73.48 \pm 15.28
	Speed	46.20 \pm 35.90	57.02 \pm 36.23
	Focus	87.41 \pm 12.45	92.55 \pm 9.16
tDCS group(n=32)	Speed	39.27 \pm 27.67	51.31 \pm 30.63
	Corticalmetric	67.00 \pm 11.82	74.08 \pm 13.35

3. CONCLUSÃO

O presente estudo apresenta resultados que demonstram que tanto a tACS quanto a tDCS são capazes de induzir modulação cortical e somatossensorial em adultos jovens hígidos após uma única sessão de estimulação. A tACS esteve associada, em análises intragrupo, a alterações em métricas como estabilidade atencional e variabilidade do tempo de reação, possivelmente relacionadas a mecanismos de arrastamento oscilatório na frequência de 40 Hz. No entanto, a ausência de interação significativa entre grupo e tempo indica que esses achados não devem ser interpretados como evidência de superioridade de uma técnica sobre a outra.

Os resultados contribuem para o crescente corpo de evidências que destaca a dependência da resposta cortical em relação à frequência de estimulação, ao estado neurofisiológico e à variabilidade individual. Além disso, reforçam a relevância da utilização de métricas sensoriais de alta resolução na investigação dos efeitos da neuromodulação, uma vez que tais medidas podem ser sensíveis a alterações sutis e transitórias na dinâmica cortical.

Por fim, os achados sugerem que diferentes técnicas de neuromodulação podem atuar por mecanismos distintos e potencialmente complementares, o que pode orientar o desenvolvimento de protocolos mais individualizados e fundamentados cientificamente. Estudos futuros devem explorar esses efeitos em populações clínicas, bem como investigar protocolos multimodais e de múltiplas sessões, com o objetivo de traduzir efeitos agudos em benefícios terapêuticos sustentados.

4. REFERÊNCIAS

- [1] Mao Z, Lv J, Sun Y, Shen J, Gao Y, Sun S, et al. Peripheral Nerve Stimulation for Neuropathic Pain Management: A Narrative Review. *Pain Ther* 2024;13:1387–406. <https://doi.org/10.1007/s40122-024-00659-6>.
- [2] Zeng H, Pacheco-Barrios K, Cao Y, Li Y, Zhang J, Yang C, et al. Non-invasive neuromodulation effects on painful diabetic peripheral neuropathy: a systematic review and meta-analysis. *Sci Rep* 2020;10. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-75922-9>.
- [3] Antal A, Luber B, Brem AK, Bikson M, Brunoni AR, Cohen Kadosh R, et al. Non-invasive brain stimulation and neuroenhancement. *Clin Neurophysiol Pract* 2022;7:146–65. <https://doi.org/10.1016/j.cnp.2022.05.002>.
- [4] Kesikburun S. Non-invasive brain stimulation in rehabilitation. *Turk J Phys Med Rehabil* 2022;68:1–8. <https://doi.org/10.5606/TFTRD.2022.10608>.
- [5] Gebodh N, Esmailpour Z, Adair D, Schestattsky P, Fregni F, Bikson M. Transcranial direct current stimulation among technologies for low-intensity transcranial electrical stimulation: Classification, history, and terminology. *Practical Guide to Transcranial Direct Current Stimulation: Principles, Procedures and Applications*, Springer International Publishing; 2019, p. 3–43. https://doi.org/10.1007/978-3-319-95948-1_1.
- [6] Kim H, Kelly MM, Su X, Ferre CL. Transcranial direct current stimulation and motor function in children with cerebral palsy: A systematic review and meta-analysis. *Dev Med Child Neurol* 2025;67:1137–56. <https://doi.org/10.1111/dmcn.16365>.
- [7] Brunoni A, Nitsche M, Loo C. Transcranial Direct Current Stimulation in Neuropsychiatric Disorders 123 *Clinical Principles and Management*. n.d.
- [8] Kenney-Jung DL, Blacker CJ, Camsari DD, Lee JC, Lewis CP. Transcranial Direct Current Stimulation: Mechanisms and Psychiatric Applications. *Child Adolesc Psychiatr Clin N Am* 2019;28:53–60. <https://doi.org/10.1016/J.CHC.2018.07.008>.
- [9] Yang C, Jung B, Lee SH. Transcranial Electrical Stimulation: Clinical Implication and Practice for Treatment of Psychiatric Illness. *Clinical Psychopharmacology and Neuroscience* 2023;22:391. <https://doi.org/10.9758/CPN.23.1118>.
- [10] Huang Y, Liu AA, Lafon B, Friedman D, Dayan M, Wang X, et al. Measurements and models of electric fields in the in vivo human brain during transcranial electric stimulation. *Elife* 2017;6:e18834. <https://doi.org/10.7554/ELIFE.18834>.

- [11] Balbinot G, Milosevic M, Morshead CM, Iwasa SN, Zariffa J, Milosevic L, et al. The mechanisms of electrical neuromodulation. *J Physiol* 2025;603:247–84. <https://doi.org/10.1113/JP286205>.
- [12] Stagg CJ, Nitsche MA. Physiological basis of transcranial direct current stimulation. *Neuroscientist* 2011;17:37–53. <https://doi.org/10.1177/1073858410386614>.
- [13] Stagg CJ, Antal A, Nitsche MA. Physiology of Transcranial Direct Current Stimulation. *Journal of ECT* 2018;34:144–52. <https://doi.org/10.1097/YCT.0000000000000510>.
- [14] Narmashiri A, Akbari F. The Effects of Transcranial Direct Current Stimulation (tDCS) on the Cognitive Functions: A Systematic Review and Meta-analysis. *Neuropsychol Rev* 2023. <https://doi.org/10.1007/s11065-023-09627-x>.
- [15] Ke Y, Wang N, Du J, Kong L, Liu S, Xu M, et al. The effects of transcranial direct current stimulation (tDCS) on working memory training in healthy young adults. *Front Hum Neurosci* 2019;13:1–10. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2019.00019>.
- [16] García-González S, Lugo-Marín J, Setien-Ramos I, Gisbert-Gustemps L, Arteaga-Henríquez G, Díez-Villoria E, et al. Transcranial direct current stimulation in Autism Spectrum Disorder: A systematic review and meta-analysis. *European Neuropsychopharmacology* 2021;48:89–109. <https://doi.org/10.1016/J.EURONEURO.2021.02.017>.
- [17] Finisguerra A, Borgatti R, Urgesi C. Non-invasive brain stimulation for the rehabilitation of children and adolescents with neurodevelopmental disorders: A systematic review. *Front Psychol* 2019;10:428395. <https://doi.org/10.3389/FPSYG.2019.00135/PDF>.
- [18] Yamada Y, Sumiyoshi T. Neurobiological Mechanisms of Transcranial Direct Current Stimulation for Psychiatric Disorders; Neurophysiological, Chemical, and Anatomical Considerations. *Front Hum Neurosci* 2021;15:631838. <https://doi.org/10.3389/FNHUM.2021.631838>.
- [19] Matsumoto H, Ugawa Y. Adverse events of tDCS and tACS: A review. *Clin Neurophysiol Pract* 2016;2:19. <https://doi.org/10.1016/J.CNP.2016.12.003>.
- [20] George MS, Aston-Jones G. Noninvasive techniques for probing neurocircuitry and treating illness: vagus nerve stimulation (VNS), transcranial magnetic stimulation (TMS) and transcranial direct current stimulation (tDCS). *Neuropsychopharmacology* 2010 35:1 2009;35:301–16. <https://doi.org/10.1038/npp.2009.87>.

- [21] Liu A, Vöröslakos M, Kronberg G, Henin S, Krause MR, Huang Y, et al. Immediate neurophysiological effects of transcranial electrical stimulation. *Nat Commun* 2018;9:5092. <https://doi.org/10.1038/S41467-018-07233-7>.
- [22] Figeys M, Zeeman M, Kim ES. Effects of Transcranial Direct Current Stimulation (tDCS) on Cognitive Performance and Cerebral Oxygen Hemodynamics: A Systematic Review. *Front Hum Neurosci* 2021;15:623315. <https://doi.org/10.3389/FNHUM.2021.623315>.
- [23] Reato D, Salvador R, Bikson M, Opitz A, Dmochowski J, Miranda PC. Principles of transcranial direct current stimulation (tDCS): Introduction to the biophysics of tDCS. *Practical Guide to Transcranial Direct Current Stimulation: Principles, Procedures and Applications*, Springer International Publishing; 2019, p. 45–80. https://doi.org/10.1007/978-3-319-95948-1_2.
- [24] Rahman A, Reato D, Arlotti M, Gasca F, Datta A, Parra LC, et al. Cellular effects of acute direct current stimulation: Somatic and synaptic terminal effects. *Journal of Physiology* 2013;591:2563–78. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2012.247171>.
- [25] Woods AJ, Antal A, Bikson M, Boggio PS, Brunoni AR, Celnik P, et al. A technical guide to tDCS, and related non-invasive brain stimulation tools. *Clinical Neurophysiology* 2016;127:1031–48. <https://doi.org/10.1016/J.CLINPH.2015.11.012>.
- [26] Lefaucheur JP, Antal A, Ayache SS, Benninger DH, Brunelin J, Cogiamanian F, et al. Evidence-based guidelines on the therapeutic use of transcranial direct current stimulation (tDCS). *Clinical Neurophysiology* 2017;128:56–92. <https://doi.org/10.1016/J.CLINPH.2016.10.087>.
- [27] Filmer HL, Ehrhardt SE, Shaw TB, Mattingley JB, Dux PE. The efficacy of transcranial direct current stimulation to prefrontal areas is related to underlying cortical morphology. *Neuroimage* 2019;196:41–8. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2019.04.026>.
- [28] Tao Y, Liang Q, Zhang F, Guo S, Fan L, Zhao F. Efficacy of non-invasive brain stimulation combined with antidepressant medications for depression: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Systematic Reviews* 2024 13:1 2024;13:92-. <https://doi.org/10.1186/S13643-024-02480-W>.
- [29] Paulus W, Priori A. Current Methods and Approaches of Noninvasive Direct Current–Based Neuromodulation Techniques. *Practical Guide to Transcranial Direct Current Stimulation: Principles, Procedures and Applications* 2019:115–31. https://doi.org/10.1007/978-3-319-95948-1_4.
- [30] Bikson M, Grossman P, Thomas C, Zannou AL, Jiang J, Adnan T, et al. Safety of Transcranial Direct Current Stimulation: Evidence Based Update 2016. *Brain Stimul* 2016;9:641–61. <https://doi.org/10.1016/j.brs.2016.06.004>.

- [31] Bai S, Dokos S, Ho KA, Loo C. A computational modelling study of transcranial direct current stimulation montages used in depression. *Neuroimage* 2014;87:332–44. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2013.11.015>.
- [32] Elyamany O, Leicht G, Herrmann CS, Mulert C. Transcranial alternating current stimulation (tACS): from basic mechanisms towards first applications in psychiatry. *Eur Arch Psychiatry Clin Neurosci* 2021;271:135–56. <https://doi.org/10.1007/s00406-020-01209-9>.
- [33] Lee TL, Lee H, Kang N. A meta-analysis showing improved cognitive performance in healthy young adults with transcranial alternating current stimulation. *NPJ Sci Learn* 2023;8:1. <https://doi.org/10.1038/S41539-022-00152-9>.
- [34] Nissim NR, McAfee DC, Edwards S, Prato A, Lin JX, Lu Z, et al. Efficacy of Transcranial Alternating Current Stimulation in the Enhancement of Working Memory Performance in Healthy Adults: A Systematic Meta-Analysis. *Neuromodulation* 2023;26:728–37. <https://doi.org/10.1016/j.neurom.2022.12.014>.
- [35] Barnett MW, Larkman PM. The action potential. *Pract Neurol* 2007;7:192–7. <https://doi.org/10.1016/b978-0-12-800883-6.00024-0>.
- [36] Bikson M, Paulus W, Esmaeilpour Z, Kronberg G, Nitsche MA. Mechanisms of acute and after effects of transcranial direct current stimulation. *Practical Guide to Transcranial Direct Current Stimulation: Principles, Procedures and Applications*, Springer International Publishing; 2019, p. 81–113. https://doi.org/10.1007/978-3-319-95948-1_3.
- [37] Nitsche MA, Paulus W. Sustained excitability elevations induced by transcranial DC motor cortex stimulation in humans. *Neurology* 2001;57:1899–901. <https://doi.org/10.1212/WNL.57.10.1899>;REQUESTEDJOURNAL:JOURNAL:WNL;JOURNAL:JOURNAL:WNL;WGROUP:STRING:PUBLICATION.
- [38] Nitsche MA, Paulus W. Excitability changes induced in the human motor cortex by weak transcranial direct current stimulation. *J Physiol* 2000;527:633. <https://doi.org/10.1111/J.1469-7793.2000.T01-1-00633.X>.
- [39] Johnson MD, Lim HH, Netoff TI, Connolly AT, Johnson N, Roy A, et al. Neuromodulation for brain disorders: Challenges and opportunities. *IEEE Trans Biomed Eng* 2013;60:610–24. <https://doi.org/10.1109/TBME.2013.2244890>.
- [40] Khaleghi A, Zarafshan H, Vand SR, Mohammadi MR. Effects of Non-invasive Neurostimulation on Autism Spectrum Disorder: A Systematic Review. *Clinical Psychopharmacology and Neuroscience* 2020;18:527–52. <https://doi.org/10.9758/CPN.2020.18.4.527>.

- [41] Bhattacharya A, Mrudula K, Sreepada SS, Sathyaprabha TN, Pal PK, Chen R, et al. An Overview of Noninvasive Brain Stimulation: Basic Principles and Clinical Applications. *Canadian Journal of Neurological Sciences* 2022;49:479–92. <https://doi.org/10.1017/CJN.2021.158>.
- [42] Gunduz ME, Kocahasan M, Keser Z. Transcranial Direct Current Stimulation to Provide Neuroprotection and Enhance Cerebral Blood Flow in Stroke: A Comprehensive Review. *Medicina (Lithuania)* 2024;60. <https://doi.org/10.3390/medicina60122061>.
- [43] Dutta A. Bidirectional interactions between neuronal and hemodynamic responses to transcranial direct current stimulation (tDCS): challenges for brain-state dependent tDCS. *Front Syst Neurosci* 2015;9. <https://doi.org/10.3389/FNSYS.2015.00107>.
- [44] Muthalib M, Besson P, Rothwell J, Perrey S. Focal Hemodynamic Responses in the Stimulated Hemisphere During High-Definition Transcranial Direct Current Stimulation. *Neuromodulation* 2018;21:348–54. <https://doi.org/10.1111/ner.12632>.
- [45] Bahr-Hosseini M, Bikson M. Neurovascular-modulation: A review of primary vascular responses to transcranial electrical stimulation as a mechanism of action. *Brain Stimul* 2021;14:837–47. <https://doi.org/10.1016/j.brs.2021.04.015>.
- [46] Idlett-Ali SL, Salazar CA, Bell MS, Short EB, Rowland NC. Neuromodulation for treatment-resistant depression: Functional network targets contributing to antidepressive outcomes. *Front Hum Neurosci* 2023;17:1125074. <https://doi.org/10.3389/FNHUM.2023.1125074/FULL>.
- [47] To WT, De Ridder D, Hart J, Vanneste S. Changing brain networks through non-invasive neuromodulation. *Front Hum Neurosci* 2018;12:327130. <https://doi.org/10.3389/FNHUM.2018.00128/PDF>.
- [48] Brunoni A, Nitsche M, Loo C. Transcranial Direct Current Stimulation in Neuropsychiatric Disorders 123 *Clinical Principles and Management*. n.d.
- [49] Vergallito A, Gallucci A, Pisoni A, Punzi M, Caselli G, Ruggiero GM, et al. Effectiveness of noninvasive brain stimulation in the treatment of anxiety disorders: a meta-analysis of sham or behaviour-controlled studies. *J Psychiatry Neurosci* 2021;46:E592. <https://doi.org/10.1503/JPN.210050>.
- [50] Salehinejad MA, Ghanavati E, Glinski B, Hallajian AH, Azarkolah A. A systematic review of randomized controlled trials on efficacy and safety of transcranial direct current stimulation in major neurodevelopmental disorders: ADHD, autism, and dyslexia. *Brain Behav* 2022;12:e2724. <https://doi.org/10.1002/BRB3.2724>.
- [51] Ornella DK, Noam M, Shachar H, Itai B, Roi CK, Mor N. Transcranial random noise stimulation combined with cognitive training for treating

- ADHD: a randomized, sham-controlled clinical trial. *Transl Psychiatry* 2023;13. <https://doi.org/10.1038/S41398-023-02547-7>.
- [52] Majdi A, van Boekholdt L, Sadigh-Eteghad S, Mc Laughlin M. A systematic review and meta-analysis of transcranial direct-current stimulation effects on cognitive function in patients with Alzheimer's disease. *Mol Psychiatry* 2022;27:2000–9. <https://doi.org/10.1038/s41380-022-01444-7>.
- [53] Yan RB, Zhang XL, Li YH, Hou JM, Chen H, Liu HL. Effect of transcranial direct-current stimulation on cognitive function in stroke patients: A systematic review and meta-analysis. *PLoS One* 2020;15. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0233903>.
- [54] Tedla JS, Sangadala DR, Reddy RS, Gular K, Dixit S. High-definition transcranial direct current stimulation and its effects on cognitive function: a systematic review. *Cerebral Cortex* 2023;33:6077–89. <https://doi.org/10.1093/cercor/bhac485>.
- [55] Yang D, Kang MK, Huang G, Eggebrecht AT, Hong KS. Repetitive Transcranial Alternating Current Stimulation to Improve Working Memory: An EEG-fNIRS Study. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 2024;32:1257–66. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2024.3377138>.
- [56] Wischnewski M, Mantell KE, Opitz A. Identifying regions in prefrontal cortex related to working memory improvement: a novel meta-analytic method using electric field modeling. *Neurosci Biobehav Rev* 2021;130:147. <https://doi.org/10.1016/J.NEUBIOREV.2021.08.017>.
- [57] Kim K, Sherwood MS, McIntire LK, McKinley RA, Ranganath C. Transcranial Direct Current Stimulation Modulates Connectivity of Left Dorsolateral Prefrontal Cortex with Distributed Cortical Networks. *J Cogn Neurosci* 2021;33:1381–95. https://doi.org/10.1162/JOCN_A_01725.
- [58] Koshy SM, Wiesman AI, Spooner RK, Embury C, Rezich MT, Heinrichs-Graham E, et al. Multielectrode Transcranial Electrical Stimulation of the Left and Right Prefrontal Cortices Differentially Impacts Verbal Working Memory Neural Circuitry. *Cerebral Cortex* 2020;30:2389–400. <https://doi.org/10.1093/cercor/bhz246>.
- [59] Živanović M, Bjekić J, Konstantinović U, Filipović SR. Effects of online parietal transcranial electric stimulation on associative memory: a direct comparison between tDCS, theta tACS, and theta-oscillatory tDCS. *Scientific Reports* 2022 12:1 2022;12:1–11. <https://doi.org/10.1038/s41598-022-18376-5>.
- [60] Frohlich F, Riddle J. Conducting double-blind placebo-controlled clinical trials of transcranial alternating current stimulation (tACS). *Translational Psychiatry* 2021 11:1 2021;11:284-. <https://doi.org/10.1038/s41398-021-01391-x>.

- [61] Wischnewski M, Alekseichuk I, Opitz A. Neurocognitive, physiological, and biophysical effects of transcranial alternating current stimulation. *Trends Cogn Sci* 2022;27:189. <https://doi.org/10.1016/J.TICS.2022.11.013>.
- [62] Turi Z, Ambrus GG, Janacsek K, Emmert K, Hahn L, Paulus W, et al. Both the cutaneous sensation and phosphene perception are modulated in a frequency-specific manner during transcranial alternating current stimulation. *Restor Neurol Neurosci* 2013;31:275–85. <https://doi.org/10.3233/RNN-120297>;JOURNAL:JOURNAL:RNNA;REQUESTEDJOURNAL:JOURNAL:RNNA;PAGE:STRING:ARTICLE/CHAPTER.
- [63] Agboada D, Zhao Z, Wischnewski M. Neuroplastic effects of transcranial alternating current stimulation (tACS): from mechanisms to clinical trials. *Front Hum Neurosci* 2025;19. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2025.1548478>.
- [64] Engel AK, Fries P. Beta-band oscillations-signalling the status quo? *Curr Opin Neurobiol* 2010;20:156–65. <https://doi.org/10.1016/j.conb.2010.02.015>.
- [65] Buzsáki G, Draguhn A. Neuronal oscillations in cortical networks. *Science* (1979) 2004;304:1926–9. <https://doi.org/10.1126/science.1099745>.
- [66] Buzsáki G. Rhythms of the Brain. *Rhythms of the Brain* [Internet]. 2006 Oct 26 [cited 2025 Nov 22];1–464. Available from: <https://academic.oup.com/book/11166>
- [67] Nir Y, Tononi G. Dreaming and the brain: from phenomenology to neurophysiology. *Trends Cogn Sci* 2010;14:88–100. <https://doi.org/10.1016/j.tics.2009.12.001>.
- [68] Klimesch W. Alpha-band oscillations, attention, and controlled access to stored information. *Trends Cogn Sci* 2012;16:606–17. <https://doi.org/10.1016/j.tics.2012.10.007>.
- [69] Sun Y, Wei C, Cui V, Xiu M, Wu A. Electroencephalography: Clinical Applications During the Perioperative Period. *Front Med (Lausanne)* 2020;7:499079. <https://doi.org/10.3389/FMED.2020.00251/BIBTEX>.
- [70] Hoy KE, Bailey N, Arnold S, Windsor K, John J, Daskalakis ZJ, et al. The effect of γ -tACS on working memory performance in healthy controls. *Brain Cogn* 2015;101:51–6. <https://doi.org/10.1016/J.BANDC.2015.11.002>.
- [71] Fabbrini A, Guerra A, Giangrosso M, Manzo N, Leodori G, Pasqualetti P, et al. Transcranial alternating current stimulation modulates cortical processing of somatosensory information in a frequency- and time-specific manner. *Neuroimage* 2022;254. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2022.119119>.
- [72] Zhao Z, Shirinpour S, Tran H, Wischnewski M, Opitz A. intensity- and frequency-specific effects of transcranial alternating current stimulation

- are explained by network dynamics. *J Neural Eng* 2024;21. <https://doi.org/10.1088/1741-2552/ad37d9>.
- [73] Geffen A, Bland N, Sale MV. μ -Transcranial Alternating Current Stimulation Induces Phasic Entrainment and Plastic Facilitation of Corticospinal Excitability. *European Journal of Neuroscience* 2025;61. <https://doi.org/10.1111/ejn.70042>.
- [74] Wischnewski M, Engelhardt M, Salehinejad MA, Schutter DJLG, Kuo MF, Nitsche MA. NMDA receptor-mediated motor cortex plasticity after 20 Hz transcranial alternating current stimulation. *Cerebral Cortex* 2019;29:2924–31. <https://doi.org/10.1093/cercor/bhy160>.
- [75] Rostami M, Lee A, Frazer AK, Akalu Y, Siddique U, Pearce AJ, et al. Determining the corticospinal, intracortical and motor function responses to transcranial alternating current stimulation of the motor cortex in healthy adults: A systematic review and meta-analysis. *Brain Res* 2024;1822. <https://doi.org/10.1016/j.brainres.2023.148650>.
- [76] Schwab BC, König P, Engel AK. Spike-timing-dependent plasticity can account for connectivity aftereffects of dual-site transcranial alternating current stimulation. *Neuroimage* 2021;237. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2021.118179>.
- [77] Grover S, Fayzullina R, Bullard BM, Levina V, Reinhart RMG. A meta-analysis suggests that tACS improves cognition in healthy, aging, and psychiatric populations. *Sci Transl Med* 2023;15. <https://doi.org/10.1126/SCITRANSLMED.ABO2044>.
- [78] Zhang X, Lv R, Sun Y, Liu TCY. The safety and effectiveness of 40 Hz γ -tACS in Alzheimer's disease: A meta-analysis. *Journal of Alzheimer's Disease* 2024;102:295–307. <https://doi.org/10.1177/13872877241289397;PAGE:STRING:ARTICLE/CHAPTER>.
- [79] Wischnewski M, Schutter DJLG, Nitsche MA. Effects of beta-tACS on corticospinal excitability: A meta-analysis. *Brain Stimul* 2019;12:1381–9. <https://doi.org/10.1016/j.brs.2019.07.023>.
- [80] Hanley CJ, Burianová H, Tommerdahl M. Towards Establishing Age-Related Cortical Plasticity on the Basis of Somatosensation. *Neuroscience* 2019;404:407–12. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2019.01.023>.
- [81] Pearce AJ, Tommerdahl M, King DA. Neurophysiological abnormalities in individuals with persistent post-concussion symptoms. *Neuroscience* 2019;408:272–81. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2019.04.019>.
- [82] Powell A, Tommerdahl M, Abbasi Y, Sumnall H, Montgomery C. A pilot study assessing the brain gauge as an indicator of cognitive recovery in alcohol dependence. *Hum Psychopharmacol* 2021;36. <https://doi.org/10.1002/HUP.2782>.

- [83] Puts NAJ, Harris AD, Mikkelsen M, Tommerdahl M, Edden RAE, Mostofsky SH. Altered tactile sensitivity in children with Attention-Deficit hyperactivity disorder. *J Neurophysiol* 2017;118:2568–78. <https://doi.org/10.1152/jn.00087.2017>.
- [84] He JL, Wodka E, Tommerdahl M, Edden RAE, Mikkelsen M, Mostofsky SH, et al. Disorder-specific alterations of tactile sensitivity in neurodevelopmental disorders. *Commun Biol* 2021;4:97. <https://doi.org/10.1038/S42003-020-01592-Y>.
- [85] Zhang Z, Francisco EM, Holden JK, Dennis RG, Tommerdahl M. Somatosensory Information Processing in the Aging Population. *Front Aging Neurosci* 2011;3:18. <https://doi.org/10.3389/FNAGI.2011.00018>.
- [86] Tommerdahl M, Favarov O, Wagner CD, Walilko TJ, Zai L, Bentley TB. Evaluation of a Field-Ready Neurofunctional Assessment Tool for Use in a Military Environment. *Mil Med* 2022;187:e1363–9. <https://doi.org/10.1093/MILMED/USAB160>.
- [87] McGeown JP, Hume PA, Kara S, King D, Theadom A. Preliminary Evidence for the Clinical Utility of Tactile Somatosensory Assessments of Sport-Related mTBI. *Sports Med Open* 2021;7:56. <https://doi.org/10.1186/S40798-021-00340-8>.
- [88] Favorov O V., Francisco E, Holden J, Kursun O, Zai L, Tommerdahl M. Quantification of Mild Traumatic Brain Injury via Cortical Metrics: Analytical Methods. *Mil Med* 2019;184:228–36. <https://doi.org/10.1093/MILMED/USY411>.
- [89] Tommerdahl M, Dennis RG, Francisco EM, Holden JK, Nguyen R, Favorov O V. Neurosensory Assessments of Concussion. *Mil Med* 2016;181:45–50. <https://doi.org/10.7205/MILMED-D-15-00172>.
- [90] Kaur S, Espenhahn S, Bell T, Godfrey KJ, Nwaroh C, Giuffre A, et al. Nonlinear age effects in tactile processing from early childhood to adulthood. *Brain Behav* 2022;12:e2644. <https://doi.org/10.1002/BRB3.2644;WGROU:STRING:PUBLICATION>.
- [91] Puts NAJ, Wodka EL, Harris AD, Crocetti D, Tommerdahl M, Mostofsky SH, et al. Reduced GABA and altered somatosensory function in children with autism spectrum disorder. *Autism Research* 2017;10:608–19. <https://doi.org/10.1002/aur.1691>.
- [92] Puts NAJ, Harris AD, Crocetti D, Nettles C, Singer HS, Tommerdahl M, et al. Reduced GABAergic inhibition and abnormal sensory symptoms in children with Tourette syndrome. <https://doi.org/10.1152/JN.00060.2015> 2015;114:808–17. <https://doi.org/10.1152/JN.00060.2015>.
- [93] Espenhahn S, Godfrey KJ, Kaur S, McMorris C, Murias K, Tommerdahl M, et al. Atypical Tactile Perception in Early Childhood Autism. *J Autism Dev Disord* 2022;53:2891. <https://doi.org/10.1007/S10803-022-05570-7>.

- [94] Tommerdahl M, Tannan V, Zachek M, Holden JK, Favorov O V. Effects of stimulus-driven synchronization on sensory perception. *Behav Brain Funct* 2007;3:61. <https://doi.org/10.1186/1744-9081-3-61>.
- [95] Röhner F, Breitling C, Rufener KS, Heinze HJ, Hinrichs H, Krauel K, et al. Modulation of working memory using transcranial electrical stimulation: A direct comparison between tacs and tdc. *Front Neurosci* 2018;12:411477. <https://doi.org/10.3389/FNINS.2018.00761/BIBTEX>.

APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO



TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Gostaríamos de convidar você a participar como voluntário(a) da pesquisa “Comparação dos Efeitos Imediatos da Eletroestimulação Transcraniana com Diferentes Padrões de Correntes nas Métricas Corticais entre Indivíduos Saudáveis, com TDAH e depressão”. O motivo que nos leva a realizar esta pesquisa é avaliar como diferentes tipos de estimulação elétrica influenciam em algumas habilidades cognitivas.

Caso você concorde em participar, vamos fazer as seguintes atividades: você passará por uma avaliação de dados pessoais, sendo nome, data nascimento, idade, escolaridade, profissão, diagnósticos clínicos, medicações em uso, tratamentos ou terapias em andamento e contato. Serão aplicados questionários com objetivo de identificar sintomas de TDAH e depressão. Você fará um teste para avaliar habilidades cognitivas como Foco, Velocidade, Fadiga, Precisão e Sequenciamento. Após o teste, será aplicada a eletroestimulação transcraniana na cabeça. Esta pesquisa tem alguns riscos, que são: formigamento e vermelhidão nas áreas de aplicação, dor de cabeça. Além destes há o risco de, apenas durante a aplicação da corrente, você perceber a aparição de luzes na sua visão, um efeito esperado e que parará assim que a corrente for desligada. Esses riscos serão minimizados através da aplicação correta das técnicas, com terapeutas que serão devidamente treinados, posicionamento adequado do equipamento na região da cabeça, bem como o uso de soro fisiológico para auxiliar na condução das correntes aplicadas. Há também o risco de constrangimento durante as avaliações. Para minimizar este risco toda a sessão será conduzida em ambiente privativo, a fim de preservar sua privacidade.

Para participar deste estudo você não terá nenhum custo, nem receberá qualquer vantagem financeira. Apesar disso, se você tiver algum dano por causa das atividades que fizemos com você nesta pesquisa, você tem direito a buscar indenização. Você terá todas as informações que quiser sobre esta pesquisa e estará livre para participar ou recusar-se a participar. Mesmo que você queira participar agora, você pode voltar atrás ou parar de participar a qualquer momento. A sua participação é voluntária e o fato de não querer participar não vai trazer qualquer penalidade ou mudança na forma em que você é atendido (a). O pesquisador não vai divulgar seu nome. Os resultados da

pesquisa estarão à sua disposição quando finalizada. Seu nome ou o material que indique sua participação não será liberado sem a sua permissão. Você não será identificado (a) em nenhuma publicação que possa resultar.

Este termo de consentimento encontra-se impresso em duas vias originais, sendo que uma será arquivada pelo pesquisador responsável e a outra será fornecida a você. Os dados coletados na pesquisa ficarão arquivados com o pesquisador responsável por um período de 5 (cinco) anos. Decorrido este tempo, o pesquisador avaliará os documentos para a sua destinação final, de acordo com a legislação vigente. Os pesquisadores tratarão a sua identidade com padrões profissionais de sigilo, atendendo a legislação brasileira (Resolução Nº 466/12 do Conselho Nacional de Saúde), utilizando as informações somente para os fins acadêmicos e científicos.

Declaro que concordo em participar da pesquisa e que me foi dada à oportunidade de ler e esclarecer as minhas dúvidas.

Governador Valadares, _____ de _____ de 2024

 Assinatura do Participante

 Assinatura do (a) Pesquisador (a)

Pesquisador Responsável: Mayra Evelise Cunha dos Santos
Instituto de Ciências da Vida/ Departamento de Fisioterapia
CEP: 33010-180
Fone: (33)998114488
Campus Universitário da UFJF – Governador
Valadares E-mail: mayra.evelise@estudante.ufjf.br

Em caso de dúvidas, com respeito aos aspectos éticos desta pesquisa, você poderá consultar:

CEP - Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos - UFJF

Campus Universitário da UFJF

Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa

CEP: 36036-900

Fone: (32) 2102- 3788 / E-mail: cep.propp@ufjf.br

ANEXO A – GUIA PARA AUTORES

Instruções para submissão no periódico “*Journal of Affective Disorders*”, disponível em: [Guide for authors - Journal of Affective Disorders - ISSN 0165-0327 | ScienceDirect.com by Elsevier](#)

ANEXO B - DEPRESSION ANXIETY AND STRESS SCALE (DASS-21)

DASS – 21 Versão traduzida e validada para o português do Brasil
Autores: Vignola, R.C.B. & Tucci, A.M.

Instruções

Por favor, leia cuidadosamente cada uma das afirmações abaixo e circule o número apropriado **0,1,2 ou 3** que indique o quanto ela se aplicou a você durante a última semana, conforme a indicação a seguir:

- 0 Não se aplicou de maneira alguma
- 1 Aplicou-se em algum grau, ou por pouco de tempo
- 2 Aplicou-se em um grau considerável, ou por uma boa parte do tempo
- 3 Aplicou-se muito, ou na maioria do tempo

1	Achei difícil me acalmar	0 1 2 3
2	Senti minha boca seca	0 1 2 3
3	Não consegui vivenciar nenhum sentimento positivo	0 1 2 3
4	Tive dificuldade em respirar em alguns momentos (ex. respiração ofegante, falta de ar, sem ter feito nenhum esforço físico)	0 1 2 3
5	Achei difícil ter iniciativa para fazer as coisas	0 1 2 3
6	Tive a tendência de reagir de forma exagerada às situações	0 1 2 3
7	Senti tremores (ex. nas mãos)	0 1 2 3
8	Senti que estava sempre nervoso	0 1 2 3
9	Preocupei-me com situações em que eu pudesse entrar em pânico e parecesse ridículo (a)	0 1 2 3
10	Senti que não tinha nada a desejar	0 1 2 3
11	Senti-me agitado	0 1 2 3
12	Achei difícil relaxar	0 1 2 3
13	Senti-me depressivo (a) e sem ânimo	0 1 2 3
14	Fui intolerante com as coisas que me impediam de continuar o que eu estava fazendo	0 1 2 3
15	Senti que ia entrar em pânico	0 1 2 3
16	Não consegui me entusiasmar com nada	0 1 2 3
17	Senti que não tinha valor como pessoa	0 1 2 3
18	Senti que estava um pouco emotivo/sensível demais	0 1 2 3
19	Sabia que meu coração estava alterado mesmo não tendo feito nenhum esforço físico (ex. aumento da frequência cardíaca, disritmia cardíaca)	0 1 2 3
20	Senti medo sem motivo	0 1 2 3
21	Senti que a vida não tinha sentido	0 1 2 3

ANEXO C - QUESTIONÁRIO DE SAÚDE DO PACIENTE-9 (PHQ-9)

PHQ-9

As nove questões do PHQ-9, juntamente com as opções de resposta:

1. Pouco interesse ou prazer em fazer coisas (escore de 0 a 3)
 - (0) Não ocorre
 - (1) Ocorre vários dias
 - (2) Ocorre mais da metade dos dias
 - (3) Ocorre todos os dias
2. Sentir-se desanimado(a), deprimido(a) ou sem esperança (escore de 0 a 3)
 - (0) Não ocorre
 - (1) Ocorre vários dias
 - (2) Ocorre mais da metade dos dias
 - (3) Ocorre todos os dias
3. Dificuldade para dormir ou dormir em excesso (escore de 0 a 3)
 - (0) Não ocorre
 - (1) Ocorre vários dias
 - (2) Ocorre mais da metade dos dias
 - (3) Ocorre todos os dias
4. Sentir-se cansado(a) ou ter pouca energia (escore de 0 a 3)
 - (0) Não ocorre
 - (1) Ocorre vários dias
 - (2) Ocorre mais da metade dos dias
 - (3) Ocorre todos os dias
5. Falta de apetite ou comer em excesso (escore de 0 a 3)
 - (0) Não ocorre
 - (1) Ocorre vários dias
 - (2) Ocorre mais da metade dos dias (3) Ocorre todos os dias
6. Sentir-se mal consigo mesmo(a), sentir-se um(a) fracassado(a) ou achar que decepciona as pessoas próximas (escore de 0 a 3)
 - (0) Não ocorre
 - (1) Ocorre vários dias

- (2) Ocorre mais da metade dos dias
 - (3) Ocorre todos os dias
7. Dificuldade para se concentrar em coisas, como leitura ou assistir televisão (escore de 0 a 3)
- (0) Não ocorre
 - (1) Ocorre vários dias
 - (2) Ocorre mais da metade dos dias
 - (3) Ocorre todos os dias
8. Mover-se ou falar devagar, ou o contrário, ficar inquieto(a) e incapaz de ficar parado(a) (escore de 0 a 3)
- (0) Não ocorre
 - (1) Ocorre vários dias
 - (2) Ocorre mais da metade dos dias
 - (3) Ocorre todos os dias
9. Pensamentos de que seria melhor estar morto(a) ou de se machucar de alguma forma (escore de 0 a 3)
- (0) Não ocorre
 - (1) Ocorre vários dias
 - (2) Ocorre mais da metade dos dias
 - (3) Ocorre todos os dias

Os escores de cada questão são somados para obter a pontuação total do PHQ-9, que pode variar de 0 a 27.

ANEXO D – PARECER CONSUBSTANCIADO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
JUIZ DE FORA - UFJF



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DA EMENDA

Título da Pesquisa: Comparação dos Efeitos Imediatos da Eletroestimulação Transcraniana com Diferentes Padrões de Correntes nas Métricas Corticais entre Indivíduos Saudáveis, com TDAH e depressão.

Pesquisador: Mayra Evelise Cunha dos Santos

Área Temática:

Versão: 4

CAAE: 79919224.1.0000.5147

Instituição Proponente: Instituto de Ciências da Vida ICV UFJF GV

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 7.415.268

Apresentação do Projeto:

As informações elencadas neste campo foram retiradas do arquivo *Informações Básicas do Projeto*: "As técnicas de neuromodulação não invasivas consistem na aplicação de correntes em regiões específicas do cérebro, com o objetivo de modular a excitabilidade cortical. Existem diversos tipos de corrente, entre elas estimulação transcraniana por corrente contínua (tDCS) e estimulação transcraniana por corrente alternada (tACS). Estas têm mostrado bons resultados na melhora de aspectos cognitivos, tanto em indivíduos saudáveis,

quanto em indivíduos com alguma condição, como TDAH e depressão. Porém, a literatura não evidencia qual destas técnicas tem maior capacidade de estimular as funções cognitivas. Posto isto, o objetivo deste estudo será comparar os efeitos do tDCS e tACS nos aspectos cognitivos em indivíduos saudáveis, com TDAH e depressão. Será realizado um estudo controlado randomizado com 67 participantes, entre 18 e 30 anos, que serão divididos em três grupos: tDCS e tACS, os quais serão aplicadas correntes de 2 mA e 1mA respectivamente durante 20 min. Serão aplicados questionários para avaliar a presença de sintomas de TDAH e depressão. Os indivíduos serão avaliados antes e após a intervenção quanto às funções cognitivas (Foco; Velocidade; Fadiga; Precisão; Sequenciamento; Percepção de tempo; Plasticidade; Conectividade), através do equipamento Brain Gauge (Cortical metrics), que utiliza um protocolo de feedback visual e tátil através de vibrações advindas do equipamento para tal

Endereço: JOSE LOURENCO KELMER S/N

Bairro: SAO PEDRO

CEP: 36.036-900

UF: MG

Município: JUIZ DE FORA

Telefone: (32)2102-3788

E-mail: cep.propp@ufjf.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
JUIZ DE FORA - UFJF



Continuação do Parecer: 7.415.268

avaliação. A hipótese é que imediatamente após a aplicação das correntes os resultados do tACS serão superiores ao tDCS."

Objetivo da Pesquisa:

As informações elencadas neste campo foram retiradas do arquivo "Informações Básicas do Projeto": "Objetivo Primário: Comparar os efeitos imediatos do tDCS e tACS nas funções cognitivas (Foco; Velocidade; Fadiga; Precisão; Sequenciamento; Percepção de tempo; Plasticidade; Conectividade) em adultos jovens. Objetivo Secundário: Comparar os efeitos imediatos do tDCS e tACS em indivíduos adultos com sintomas de TDAH. Comparar os efeitos imediatos do tDCS e tACS em indivíduos adultos com sintomas depressivos."

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

As informações elencadas neste campo foram retiradas do arquivo "Informações Básicas do Projeto": "Riscos: Os riscos para o presente projeto são mínimos e estão relacionados aos efeitos adversos da aplicação das técnicas, sendo: formigamento e hiperemia nas áreas de aplicação da corrente elétrica, dor de cabeça. Além destes, há o risco de percepção de fosfenos (percepção visual de luzes) durante a aplicação do tACS, efeito já relatado na literatura, e que cessa junto com o encerramento da aplicação da corrente. Tais riscos serão mitigados através da correta aplicação das técnicas, com terapeutas devidamente treinados para tal, bem como o uso de soro fisiológico para auxiliar na condução das correntes aplicadas. Há o risco de constrangimento durante a anamnese e aplicação de questionários. Este risco será minimizado utilizando-se sala exclusiva, preservando-se a privacidade do participante e garantindo o armazenamento correto dos dados. Benefícios: Este estudo tem como benefício para a ciência esclarecer qual corrente pode ser a melhor opção para alcançar objetivos em tratamentos com foco em aspectos cognitivos, dado seus resultados e aplicabilidade. Os voluntários irão receber um relatório apresentando os resultados obtidos através da avaliação das funções cognitivas."

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O estudo proposto apresenta pertinência e valor científico. O objeto de estudo está bem delineado e descreve as bases científicas que o justificam. Os riscos e benefícios descritos estão em conformidade com a natureza e propósitos da pesquisa. A metodologia é compatível com o(s) objetivo(s) proposto(s) e informa: tipo de estudo; número de participantes; tipo de análise; critérios de inclusão e exclusão; procedimentos que serão utilizados; modo de coleta e análise de dados; forma de recrutamento, abordagem e consentimento livre e esclarecido. As referências bibliográficas são atuais, sustentam os objetivos do estudo e seguem uma

Endereço: JOSE LOURENCO KELMER S/N
Bairro: SAO PEDRO **CEP:** 36.036-900
UF: MG **Município:** JUIZ DE FORA
Telefone: (32)2102-3788 **E-mail:** cep.propp@ufjf.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
JUIZ DE FORA - UFJF



Continuação do Parecer: 7.415.268

normatização. O cronograma mostra o agendamento das diversas etapas da pesquisa. O orçamento lista a relação detalhada dos custos da pesquisa e apresenta fonte de financiamento como própria. Os pesquisadores apresentam comprovante do Currículo Lattes e evidenciaram capacidade profissional adequada para desenvolver a eletroestimulação transcraniana, de acordo com a Resolução CNS N466/12, item III-h. A emenda acrescenta a utilização de questionário para a avaliação de sintomas depressivo, denominado Questionário de Saúde do Paciente-9, e questionário para rastreio de sintomas de TDAH, denominado ASRS-18. Solicita, ainda, a ampliação da faixa etária dos participantes, de 18 a 30 anos para 18 a 45 e alteração do cronograma, com aumento do prazo para conclusão. As solicitações foram devidamente justificadas e não configuram descaracterização do estudo originalmente proposto. A pendência gerada anteriormente foi sanada, com a inclusão do TCLE atualizado.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Quanto ao TCLE, está em linguagem adequada, de fácil compreensão; apresenta justificativa e objetivos; descreve os procedimentos; apresenta campo para a identificação dos participantes; Informa que uma das vias do TCLE deverá ser entregue ao participante; assegura liberdade do participante recusar ou retirar o consentimento sem penalidades; garante sigilo e anonimato; explicita o Riscos e desconfortos esperados e indenização diante de eventuais danos decorrentes da pesquisa; a forma de contato com o CEP e pesquisadores; o arquivamento do material coletado pelo período mínimo de 5 anos. Os instrumentos de coleta de dados são pertinentes aos objetivos delineados. O TCLE atualizado foi anexado. O protocolo de pesquisa está configurado adequadamente, apresenta Folha De Rosto e Declaração de Infraestrutura devidamente preenchidas e assinadas pelos responsáveis.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Diante do exposto, o Colegiado manifesta-se pela aprovação do projeto, pois está de acordo com os princípios éticos norteadores da ética em pesquisa estabelecido na Res. 466/12 CNS e com a Norma Operacional Nº 001/2013 CNS. Data prevista para o término da pesquisa: 29/12/2025.

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
----------------	---------	----------	-------	----------

Endereço: JOSE LOURENCO KELMER S/N
Bairro: SAO PEDRO **CEP:** 36.036-900
UF: MG **Município:** JUIZ DE FORA
Telefone: (32)2102-3788 **E-mail:** cep.propp@uff.br

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE
JUIZ DE FORA - UFJF**



Continuação do Parecer: 7.415.268

Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_2466717_E1.pdf	11/02/2025 16:52:19		Aceito
Outros	TCLE_MODIFICADO.docx	11/02/2025 15:42:56	Mayra Evelise Cunha dos Santos	Aceito
Outros	Carta_de_pendencias_CEP_UFJF.pdf	03/02/2025 13:01:12	Mayra Evelise Cunha dos Santos	Aceito
Outros	MODELO_Relatorio_Parcial_Todas_as_areas_Atualizado_2024_assinado.pdf	04/12/2024 13:48:48	Mayra Evelise Cunha dos Santos	Aceito
Outros	solicitacaodeementa.docx	28/11/2024 10:36:39	KARINY REALINO DO ROSARIO FERREIRA	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	projetoatualizadomayra.docx	28/11/2024 10:36:09	KARINY REALINO DO ROSARIO FERREIRA	Aceito
Outros	anexoE.pdf	28/11/2024 10:35:49	KARINY REALINO DO ROSARIO FERREIRA	Aceito
Outros	HAB_TEC_ESTIM_ELET_MAGN_NAOI_NVAS_S_NERV_KARINY.pdf	16/07/2024 14:45:50	Mayra Evelise Cunha dos Santos	Aceito
Outros	HAB_TEC_ESTI_MELET_MAGN_NAOI_NVAS_S_NERV_MARIA.pdf	16/07/2024 14:44:55	Mayra Evelise Cunha dos Santos	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_MAYRA_Atualizado_CEP_16_07.docx	16/07/2024 14:40:33	Mayra Evelise Cunha dos Santos	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_.pdf	08/05/2024 10:03:34	Mayra Evelise Cunha dos Santos	Aceito
Outros	Curriculo_MariaDeCassia.pdf	30/04/2024 10:12:19	Mayra Evelise Cunha dos Santos	Aceito
Outros	Curriculo_Alexandre.pdf	17/04/2024 10:34:26	Mayra Evelise Cunha dos Santos	Aceito
Outros	Questionario_depressao.pdf	16/04/2024 09:34:34	Mayra Evelise Cunha dos Santos	Aceito
Outros	ASRS18.pdf	16/04/2024 09:34:03	Mayra Evelise Cunha dos Santos	Aceito
Outros	Curriculo_Mayra.pdf	16/04/2024 09:04:28	Mayra Evelise Cunha dos Santos	Aceito
Outros	Curriculo_Kariny.pdf	16/04/2024 09:04:01	Mayra Evelise Cunha dos Santos	Aceito
Folha de Rosto	folhaDeRosto_Projeto_Mayra_assinado_assinado.pdf	16/04/2024 09:02:21	Mayra Evelise Cunha dos Santos	Aceito
Outros	Termo_de_sigilo.pdf	16/04/2024 09:01:16	Mayra Evelise Cunha dos Santos	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento /	TCLE.pdf	16/04/2024 08:49:50	Mayra Evelise Cunha dos Santos	Aceito

Endereço: JOSE LOURENCO KELMER S/N

Bairro: SAO PEDRO

CEP: 36.036-900

UF: MG

Município: JUIZ DE FORA

Telefone: (32)2102-3788

E-mail: cep.propp@ufjf.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
JUIZ DE FORA - UFJF



Continuação do Parecer: 7.415.268

Justificativa de Ausência	TCLE.pdf	16/04/2024 08:49:50	Mayra Evelise Cunha dos Santos	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Declaracao_Projeto_Mayra_assinado.pdf	16/04/2024 08:34:40	Mayra Evelise Cunha dos Santos	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

JUIZ DE FORA, 27 de Fevereiro de 2025

Assinado por:
Iluska Maria da Silva Coutinho
(Coordenador(a))

Endereço: JOSE LOURENCO KELMER S/N
Bairro: SAO PEDRO **CEP:** 36.036-900
UF: MG **Município:** JUIZ DE FORA
Telefone: (32)2102-3788 **E-mail:** cep.propp@uff.br