



Artikel Penelitian

Pemilihan Montase TDCS Korteks Motorik Dalam Praktik Neurorestorasi: Perspektif Pemodelan Medan Listrik

Selection of TDCS Montages for Motor Cortex Stimulation in Neurorestoration: An Electric Field Modeling Perspective

Amanda Tiksnadi^{1,3,4}, Allya Paramita Koesoema², Suprijanto³

¹ Magister Program Instrumentasi dan Kontrol, Multi-Disiplin Teknologi Kesehatan, Fakultas Teknologi Industri, Institut Teknologi Bandung, Bandung, Indonesia

² Kelompok Keahlian Teknik Biomedika, Sekolah Teknik Elektro dan Informatika, Institut Teknologi Bandung, Bandung, Indonesia

³ Divisi Neurorestorasi dan Neuroengineering, Departemen Neurologi, RS Cipto Mangunkusumo, Jakarta, Indonesia

⁴ Departemen Neurologi, RS Universitas Indonesia, FK Universitas Indonesia, Depok, Indonesia

Korespondensi ditujukan kepada Amanda Tiksnadi; amtiks@yahoo.com

Editor Akademik: dr. Mawaddah Ar Rochmah, Ph.D., Sp.N

Hak Cipta © 2026 Amanda Tiksnadi dkk. Ini adalah artikel akses terbuka yang didistribusikan di bawah Creative Commons Attribution License, yang mengizinkan penggunaan, distribusi, dan reproduksi tanpa batas dalam media apapun, asalkan karya aslinya dikutip dengan benar.

ABSTRACT

Introduction: Various transcranial direct current stimulation (tDCS) montages have been used for primary motor cortex (M1) stimulation. However, montage selection is often based on clinical convention rather than differences in the resulting electric field distribution.

Aim: To analyze the electric field distribution characteristics of commonly used tDCS montages for left M1 stimulation and discuss their implications for neurorestorative practice.

Methods: Electric field simulations were performed using SimNIBS based on the finite element method (FEM) and the Ernie Extended head model. Five montages were analyzed: C3–C4, C3–Fp2, C3–Fp1, C3–right deltoid (RDt), and C3–left deltoid (LDt), with the anode placed over C3 and a stimulation intensity of 2 mA. Regional analyses were conducted at C3, Cz, and C4.

Results: Distinct electric field distributions were observed across all montages. The C3–C4 montage produced the greatest involvement of the medial sensorimotor region and the contralateral hemisphere, whereas C3–Fp1 generated the most localized distribution within the target hemisphere. The C3–Fp2 montage produced the highest electric field intensity at the target region (C3). Extracerebral montages (C3–RDt and C3–LDt) demonstrated relatively lower contralateral hemispheric involvement compared with the bihemispheric montage.

Discussion: The location of the second electrode substantially influences electric field distribution within the sensorimotor network. Each montage exhibits distinct network recruitment characteristics, suggesting that montage selection should be tailored to the intended neuromodulatory objective and the underlying clinical condition.

Keywords: finite element method; FEM neuromodulation; neurorestoration; primary motor cortex; transcranial direct current stimulation; tDCS.

ABSTRAK

Pendahuluan: Berbagai montase transcranial direct current stimulation (tDCS) digunakan untuk stimulasi korteks motorik primer (M1), namun pemilihannya sering didasarkan pada kebiasaan klinis tanpa mempertimbangkan perbedaan distribusi medan listrik yang dihasilkan.

Tujuan: Menganalisis karakteristik distribusi medan listrik pada beberapa montase tDCS yang umum digunakan untuk stimulasi M1 kiri dan mendiskusikan implikasinya dalam praktik neurorestorasi.

Metode: Simulasi dilakukan menggunakan SimNIBS berbasis finite element method (FEM) pada model kepala Ernie Extended. Lima montase dianalisis, yaitu C3–C4, C3–Fp2, C3–Fp1, C3–deltoid kanan (RDt), dan C3–deltoid kiri (LDt), dengan anoda pada C3 dan arus 2 mA. Analisis dilakukan pada area C3, Cz, dan C4.

Hasil: Distribusi medan listrik berbeda pada setiap montase. Montase C3–C4 menghasilkan keterlibatan area sensorimotor medial dan hemisfer kontralateral terbesar, sedangkan C3–Fp1 menunjukkan distribusi yang paling terlokalisasi pada hemisfer target. Montase C3–Fp2 menghasilkan intensitas medan listrik tertinggi pada area target C3. Montase ekstraserebral C3–RDt dan C3–LDt menunjukkan keterlibatan hemisfer kontralateral yang relatif lebih rendah dibandingkan montase bihemisferik.

Diskusi: Lokasi elektroda kedua secara bermakna memengaruhi distribusi medan listrik pada jaringan sensorimotor. Setiap montase memiliki karakteristik rekrutmen jaringan yang berbeda sehingga pemilihannya sebaiknya disesuaikan dengan tujuan neuromodulasi dan kondisi klinis yang mendasarinya.

Kata Kunci: finite element methods, FEM, neuromodulasi, neurorestorasi, korteks motorik primer, transcranial direct current stimulation, tDCS.

1. Pendahuluan

Gangguan fungsi motorik merupakan salah satu penyebab utama disabilitas pada berbagai penyakit neurologis, termasuk stroke, *traumatic brain injury*, *cerebral palsy*, cedera medula spinalis, serta berbagai penyakit neurodegeneratif. Keterbatasan fungsi motorik tersebut berdampak langsung terhadap kemandirian, kualitas hidup, dan partisipasi sosial pasien. Oleh karena itu, berbagai pendekatan neurorestorasi terus dikembangkan untuk meningkatkan pemulihan fungsi motorik melalui optimalisasi mekanisme neuroplastisitas otak.^[1-3]

Dalam dua dekade terakhir, *transcranial direct current stimulation* (tDCS) berkembang sebagai salah satu metode neuromodulasi non-invasif yang paling banyak digunakan dalam bidang neurorestorasi. Neuromodulasi merupakan upaya mengubah aktivitas dan fungsi jaringan saraf melalui pemberian stimulus fisik atau biologis tanpa menyebabkan kerusakan jaringan secara langsung. tDCS bekerja dengan mengalirkan arus listrik intensitas rendah melalui elektroda yang ditempatkan pada permukaan kepala sehingga menghasilkan medan listrik pada jaringan otak. Sebagai suatu modalitas neuromodulasi, tDCS tidak secara langsung memicu potensial aksi neuronal, tetapi memodulasi probabilitas aktivasi neuronal melalui perubahan ringan potensial membran. Efek tersebut selanjutnya dapat memengaruhi berbagai mekanisme neuroplastisitas, termasuk *long-term potentiation* (LTP), *long-term depression* (LTD), pembelajaran motorik, dan reorganisasi jaringan saraf setelah cedera sistem saraf pusat.

Secara umum, stimulasi anodal dikaitkan dengan peningkatan eksitabilitas kortikal dan efek fasilitasi terhadap aktivitas neuronal, sedangkan stimulasi katodal cenderung menurunkan eksitabilitas kortikal. Oleh karena itu, pada berbagai aplikasi neurorestorasi yang bertujuan meningkatkan fungsi motorik, anoda sering ditempatkan di atas korteks motorik primer yang menjadi target terapi.^[6-8] Melalui mekanisme tersebut, tDCS berpotensi meningkatkan pemulihan fungsi neurologis dan telah banyak dievaluasi pada berbagai kondisi, termasuk stroke, penyakit Parkinson, multiple sclerosis, *cerebral palsy*, serta gangguan neurologis lainnya.^[4-9]

Korteks motorik primer (*primary motor cortex*, M1) merupakan salah satu target stimulasi yang paling sering digunakan dalam praktik klinis maupun penelitian tDCS. Stimulasi M1 dilaporkan dapat meningkatkan performa motorik, memperkuat pembelajaran motorik, serta mendukung proses reorganisasi jaringan sensorimotor setelah terjadinya kerusakan sistem saraf.^[10-12] Korteks motorik primer umumnya dipetakan menggunakan sistem internasional 10–20 EEG, di mana posisi C3 merepresentasikan area sensorimotor hemisfer kiri, C4 merepresentasikan area sensorimotor hemisfer kanan, sedangkan Cz berada pada garis tengah dan berhubungan dengan representasi sensorimotor medial yang mencakup jaringan kortikal bilateral. Meskipun ketiga lokasi tersebut sering digunakan sebagai landmark anatomi dalam neuromodulasi, masing-masing merepresentasikan komponen jaringan sensorimotor yang berbeda. Oleh karena itu, distribusi medan listrik pada C3, Cz, dan C4 dapat memberikan gambaran mengenai derajat keterlibatan area target, area sensorimotor medial, serta hemisfer kontralateral selama stimulasi tDCS.

Meskipun demikian, hingga saat ini belum terdapat konsensus mengenai konfigurasi elektroda yang paling optimal untuk stimulasi M1. Berbagai montase masih digunakan secara luas, antara lain konfigurasi bihemisferik C3–C4, montase fronto-motorik C3–Fp2 maupun C3–Fp1, serta montase ekstraselular dengan elektroda kedua (counter electrode) pada otot bahu.^[13-15]

Dalam praktik sehari-hari, pemilihan montase tDCS sering kali mengikuti protokol yang digunakan pada publikasi sebelumnya atau pengalaman klinis yang telah berkembang di masing-masing pusat layanan. Meskipun pendekatan tersebut telah menghasilkan berbagai manfaat klinis, informasi mengenai

distribusi medan listrik yang dihasilkan oleh setiap montase belum selalu menjadi dasar pertimbangan dalam pengambilan keputusan. Padahal, perbedaan lokasi elektroda dapat menghasilkan pola modulasi jaringan saraf yang berbeda secara substansial. Oleh karena itu, pemahaman mengenai karakteristik medan listrik dari berbagai montase yang umum digunakan menjadi penting untuk mendukung penerapan neuromodulasi yang lebih terarah dan berbasis mekanisme.

Perbedaan konfigurasi elektroda diperkirakan menghasilkan distribusi medan listrik yang berbeda pada jaringan otak. Variasi tersebut tidak hanya memengaruhi intensitas medan listrik pada area target, tetapi juga menentukan luas jaringan yang terekspos stimulasi, termasuk keterlibatan area sensorimotor medial maupun hemisfer kontralateral. Oleh karena itu, montase yang berbeda berpotensi menghasilkan efek neurofisiologis dan klinis yang berbeda pula. Namun demikian, hubungan antara konfigurasi elektroda dan karakteristik distribusi medan listrik pada jaringan sensorimotor belum sepenuhnya dipahami oleh praktisi klinis.^[16-18]

Perkembangan pemodelan komputasional berbasis *finite element method* (FEM) memungkinkan estimasi distribusi medan listrik secara lebih akurat pada jaringan otak manusia. Pendekatan ini memperhitungkan geometri anatomi kepala dan sifat konduktivitas berbagai jaringan sehingga memungkinkan visualisasi jalur penyebaran arus listrik yang tidak dapat diukur secara langsung pada praktik klinis. Dengan demikian, FEM dapat memberikan informasi mengenai area otak yang paling mungkin terekspos stimulasi dan membantu menjelaskan variasi respons neuromodulasi yang diamati pada berbagai montase tDCS.^[19-21]

Sebagian besar studi pemodelan sebelumnya berfokus pada perbandingan satu atau dua konfigurasi elektroda tertentu. Hingga saat ini masih terbatas penelitian yang secara sistematis membandingkan beberapa montase tDCS yang umum digunakan untuk stimulasi korteks motorik primer dalam satu model anatomis yang sama. Padahal, informasi tersebut berpotensi memberikan dasar yang lebih rasional dalam pemilihan montase sesuai tujuan klinis yang ingin dicapai, apakah untuk meningkatkan intensitas stimulasi pada area target, memperluas keterlibatan jaringan sensorimotor, atau meminimalkan paparan pada hemisfer kontralateral.

2. Tujuan

Penelitian ini bertujuan membandingkan karakteristik distribusi medan listrik dari lima montase tDCS yang umum digunakan untuk stimulasi korteks motorik primer kiri, yaitu C3–C4, C3–Fp2, C3–Fp1, C3–deltoid kanan (RDt), dan C3–deltoid kiri (LDt), menggunakan pemodelan *finite element method* (FEM) pada model kepala *Ernie Extended*. Analisis difokuskan pada intensitas medan listrik di area C3, Cz, dan C4 sebagai representasi jaringan sensorimotor target, medial, dan kontralateral. Hasil penelitian diharapkan dapat memberikan dasar ilmiah dalam pemilihan montase tDCS untuk praktik klinis neurorestorasi yang lebih terarah dan berbasis mekanisme.

3. Metode

Desain Penelitian

Penelitian ini merupakan studi pemodelan komputasional menggunakan *finite element method* (FEM) untuk mengevaluasi distribusi medan listrik yang dihasilkan oleh berbagai konfigurasi elektroda tDCS dengan target korteks motorik primer kiri (*primary motor cortex*, M1 kiri).

Model Anatomis dan Simulasi Medan Listrik

Simulasi dilakukan menggunakan perangkat lunak SimNIBS versi 4.5.0 (*Simulation of Non-Invasive Brain Stimulation*). Model anatomis yang digunakan adalah *Ernie Extended*, yaitu

model kepala manusia dewasa yang dikembangkan berdasarkan pencitraan resonansi magnetik (magnetic resonance imaging, MRI) dengan perluasan struktur leher dan bahu sehingga memungkinkan simulasi montase sefalik maupun ekstrasfalik secara lebih realistis. Model ini mencakup berbagai kompartemen jaringan, termasuk kulit kepala, tulang, cairan serebrospinal, substansia grisea, substansia alba, otot, dan jaringan lunak lainnya. Konduktivitas jaringan menggunakan nilai isotropik bawaan SimNIBS.²²

Distribusi medan listrik dihitung menggunakan pendekatan FEM dengan menyelesaikan persamaan kuasi-statis yang menggambarkan penyebaran potensial listrik pada jaringan biologis. Besarnya medan listrik diperoleh dari gradien potensial listrik yang terbentuk pada setiap elemen mesh.

Konfigurasi Stimulasi

Seluruh simulasi menggunakan arus searah sebesar 2 mA dengan elektroda spons berbentuk elips berukuran 60 × 60 mm. Pada seluruh konfigurasi, elektroda anoda ditempatkan pada posisi C3 berdasarkan sistem internasional EEG 10–20 sebagai representasi korteks motorik primer kiri.

Lokasi elektroda kedua (counter electrode) divariasikan menjadi lima konfigurasi yang umum digunakan dalam praktik neuromodulasi, yaitu: (1) C3–C4, (2) C3–Fp2, (3) C3–Fp1, (4) C3–deltoid kanan, dan (5) C3–deltoid kiri. Konfigurasi C3–C4 merepresentasikan montase bihemisferik, C3–Fp1 dan C3–Fp2 merepresentasikan montase fronto-motorik, sedangkan konfigurasi C3–deltoid kanan dan C3–deltoid kiri merepresentasikan montase ekstrasfalik.

Analisis Medan Listrik Global

Karakteristik medan listrik global dievaluasi menggunakan persentil ke-99,9 (E99.9), persentil ke-99 (E99), dan persentil ke-95 (E95) dari magnitudo medan listrik pada substansia grisea. Parameter tersebut digunakan untuk menggambarkan intensitas medan listrik global yang dihasilkan oleh masing-masing montase.

Analisis Region of Interest

Analisis regional dilakukan pada tiga region of interest (ROI) yang merepresentasikan komponen utama jaringan sensorimotor, yaitu C3, Cz, dan C4. Posisi C3 merepresentasikan area sensorimotor hemisfer kiri yang menjadi target stimulasi, Cz merepresentasikan area sensorimotor medial pada garis tengah, sedangkan C4 merepresentasikan area sensorimotor hemisfer kanan atau kontralateral terhadap target stimulasi.

Untuk setiap ROI, ditentukan titik substansia grisea terdekat terhadap koordinat EEG 10–20 pada model Ernie Extended (nearest gray matter point). Selanjutnya dibentuk ROI berbentuk bola dengan radius 10 mm yang berpusat pada titik tersebut. Untuk setiap ROI dihitung nilai mean electric field (Mean E), yang digunakan sebagai parameter utama untuk menggambarkan intensitas medan listrik pada jaringan sensorimotor. Nilai Mean E kemudian dibandingkan antara area C3, Cz, dan C4 pada masing-masing montase.

Analisis Data

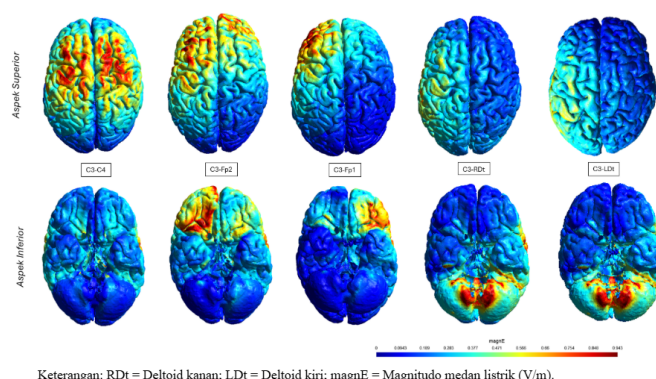
Hasil simulasi dianalisis secara deskriptif. Perbandingan antar montase dilakukan berdasarkan karakteristik medan listrik global (E99.9, E99, dan E95) serta distribusi medan listrik regional pada C3, Cz, dan C4. Analisis difokuskan untuk mengevaluasi perbedaan keterlibatan area target, area sensorimotor medial, dan hemisfer kontralateral yang dihasilkan oleh masing-masing konfigurasi elektroda.

4. Hasil

Simulasi dilakukan pada lima konfigurasi tDCS dengan target korteks motorik primer kiri (M1), yaitu C3–C4, C3–Fp2, C3–Fp1, C3–deltoid kanan, dan C3–deltoid kiri. Distribusi

medan listrik dievaluasi menggunakan parameter intensitas medan listrik global (E99.9, E99, dan E95) serta intensitas medan listrik regional pada area sensorimotor C3, Cz, dan C4.

Distribusi medan listrik pada substansia grisea hasil simulasi FEM pada lima konfigurasi tDCS dengan anoda pada C3 dapat dilihat pada Gambar 1. Secara visual terlihat bahwa perubahan lokasi elektroda kedua menghasilkan pola distribusi medan listrik yang berbeda pada jaringan sensorimotor. Montase C3–C4 menghasilkan distribusi medan listrik yang relatif bilateral dengan keterlibatan area sensorimotor medial di sekitar Cz serta hemisfer kontralateral. Sebaliknya, montase fronto-motorik (C3–Fp1 dan C3–Fp2) menunjukkan konsentrasi medan listrik yang lebih dominan pada hemisfer kiri di sekitar area target C3, dengan keterlibatan area kontralateral yang lebih rendah.



Keterangan: RDt = Deltoid kanan; LDt = Deltoid kiri; magnE = Magnitudo medan listrik (V/m).

Gambar 1. Distribusi Medan Listrik (Simulasi FEM) pada tDCS Anodal C3

Pada montase ekstrasfalik (C3–deltoid kanan dan C3–deltoid kiri), distribusi medan listrik tampak lebih terlokalisasi pada hemisfer target dengan penurunan keterlibatan area sensorimotor medial dan hemisfer kontralateral. Tampak inferior menunjukkan jalur distribusi medan listrik yang memanjang menuju regio leher dan bahu sesuai dengan lokasi elektroda kedua. Secara keseluruhan, visualisasi FEM mengindikasikan bahwa pemindahan elektroda kedua dari area sefalik menuju lokasi frontal atau ekstrasfalik mengubah pola rekrutmen jaringan sensorimotor serta derajat keterlibatan hemisfer kontralateral.

Temuan ini menunjukkan bahwa pemilihan montase tDCS tidak hanya memengaruhi intensitas medan listrik pada area target, tetapi juga menentukan sejauh mana jaringan sensorimotor yang lebih luas ikut terekrut selama stimulasi.

Tabel 1 menunjukkan karakteristik medan listrik yang dihasilkan oleh masing-masing montase. Secara umum, perubahan lokasi elektroda kedua menghasilkan perbedaan yang bermakna pada distribusi medan listrik baik pada tingkat global maupun regional. Montase C3–Fp2 menghasilkan intensitas medan listrik tertinggi pada area target C3, sedangkan montase C3–C4 menghasilkan paparan medan listrik terbesar pada area sensorimotor medial (Cz) dan hemisfer kontralateral (C4).

Tabel 1. Karakteristik medan listrik global dan regional pada berbagai montase tDCS.

Montage	C3 Mean E (V/m)	Cz Mean E (V/m)	C4 Mean E (V/m)	E99.9 (V/m)	E99 (V/m)	E95 (V/m)
C3–C4	0.469	0.504	0.413	0.71	0.578	0.458
C3–Fp2	0.495	0.286	0.262	0.832	0.676	0.54
C3–Fp1	0.477	0.221	0.176	0.869	0.688	0.521
C3–Deltoid kanan	0.403	0.211	0.182	0.874	0.668	0.494
C3–Deltoid kiri	0.398	0.208	0.178	0.859	0.659	0.488

Keterangan: Mean E = rerata magnitude medan listrik (V/m); E99.9 = Magnitudo medan listrik persentil 99.9; E99 = Magnitudo medan listrik persentil 99; E95 = Magnitudo medan listrik persentil 95.

Pada area target C3, intensitas medan listrik tertinggi ditemukan pada montase C3–Fp2 (0,495 V/m), diikuti oleh C3–Fp1 (0,477 V/m) dan C3–C4 (0,469 V/m). Sebaliknya, kedua montase ekstrasfalik menghasilkan intensitas medan listrik yang lebih rendah pada area target, dengan nilai masing-masing 0,403 V/m pada C3–deltoid kanan dan 0,398

V/m pada C3–deltoid kiri.

Pola yang berbeda ditemukan pada area sensorimotor medial (Cz). Montase C3–C4 menghasilkan intensitas medan listrik tertinggi pada Cz (0,504 V/m), jauh lebih besar dibandingkan seluruh montase lainnya. Relokasi elektroda kedua ke area frontal (Fp1 atau Fp2) maupun ke regio deltoid menurunkan paparan medan listrik pada Cz hingga lebih dari 40% dibandingkan montase C3–C4.

Temuan serupa juga terlihat pada area sensorimotor kontralateral (C4). Montase C3–C4 menghasilkan intensitas medan listrik tertinggi pada C4 (0,413 V/m), sedangkan montase C3–Fp1 menunjukkan paparan kontralateral terendah (0,176 V/m). Nilai pada montase ekstrasfalik relatif serupa, yaitu 0,182 V/m pada C3–deltoid kanan dan 0,178 V/m pada C3–deltoid kiri.

Analisis parameter global menunjukkan bahwa montase dengan elektroda kedua di luar area sensorimotor menghasilkan nilai E99.9 yang lebih tinggi dibandingkan montase C3–C4. Nilai E99.9 tertinggi ditemukan pada montase C3–deltoid kanan (0,874 V/m), diikuti oleh C3–Fp1 (0,869 V/m), C3–deltoid kiri (0,859 V/m), dan C3–Fp2 (0,832 V/m). Meskipun demikian, peningkatan intensitas medan listrik global tersebut tidak selalu diikuti oleh peningkatan paparan medan listrik pada seluruh jaringan sensorimotor.

Secara keseluruhan, montase C3–C4 menghasilkan keterlibatan jaringan sensorimotor bilateral terbesar, montase C3–Fp2 menghasilkan intensitas tertinggi pada area target, sedangkan montase C3–Fp1 dan montase ekstrasfalik menunjukkan pola stimulasi yang lebih terlokalisasi dengan paparan yang lebih rendah pada area sensorimotor medial dan hemisfer kontralateral.

Analisis rasio regional menunjukkan perbedaan pola keterlibatan jaringan sensorimotor antar montase (Tabel 2). Montase C3–C4 menghasilkan rasio Cz/C3 (1,07) dan C4/C3 (0,88) tertinggi, menunjukkan keterlibatan area sensorimotor medial dan hemisfer kontralateral yang hampir setara dengan area target. Sebaliknya, montase C3–Fp1 menunjukkan rasio Cz/C3 (0,46) dan C4/C3 (0,37) terendah, mengindikasikan pola stimulasi yang lebih terlokalisasi pada hemisfer target. Montase C3–Fp2 serta kedua montase ekstrasfalik menunjukkan nilai intermediat di antara kedua ekstrem tersebut.

Tabel 2. Keterlibatan relatif area Cz dan C4 terhadap area target (C3)

Montage	C3 Mean E (V/m)	Cz Mean E (V/m)	C4 Mean E (V/m)	Cz/C3	C4/C3
C3–C4	0.469	0.504	0.413	1.07	0.88
C3–Fp2	0.495	0.286	0.262	0.58	0.53
C3–Fp1	0.477	0.221	0.176	0.46	0.37
C3–Deltoid kanan	0.403	0.211	0.182	0.52	0.45
C3–Deltoid kiri	0.398	0.208	0.178	0.52	0.45

Keterangan: Mean E = rerata magnitude medan listrik (V/m).

Tabel 3. Rekomendasi Pilihan Montase Untuk Target Motorik

Tujuan Neurorestorasi	Montase yang Dapat Dipertimbangkan	Dasar Pemilihan
Rekrutmen jaringan sensorimotor bilateral	C3–C4	Keterlibatan Cz dan C4 tertinggi
Modulasi jaringan motorik yang lebih luas (misalnya gait dan koordinasi bilateral)	C3–C4	Paparan terbesar pada area sensorimotor medial
Intensitas stimulasi target tertinggi	C3–Fp2	Mean E tertinggi pada C3
Stimulasi yang lebih terfokus pada hemisfer target	C3–Fp1	Rasio Cz/C3 dan C4/C3 terendah
Meminimalkan keterlibatan hemisfer kontralateral	C3–Fp1 atau montase ekstrasfalik	Paparan C4 relatif rendah
Alternatif montase ekstrasfalik	C3–Deltoid kanan/kiri	Keterlibatan kontralateral rendah dengan pola distribusi serupa

2 Secara keseluruhan, kelima montase menunjukkan

Arteri Berotasi di NEURONA karakteristik distribusi medan listrik yang berbeda. Montase C3–C4 menghasilkan keterlibatan jaringan sensorimotor paling luas dengan paparan tinggi pada area target (C3), area sensorimotor medial (Cz), dan hemisfer kontralateral (C4). Montase C3–Fp2 menghasilkan intensitas medan listrik tertinggi pada area target dengan keterlibatan jaringan sensorimotor yang lebih terbatas dibandingkan C3–C4. Sementara itu, montase C3–Fp1 menunjukkan pola stimulasi yang paling terlokalisasi pada hemisfer target di antara seluruh montase sefalik. Kedua montase ekstrasfalik menghasilkan pola distribusi yang serupa dengan keterlibatan area medial dan kontralateral yang lebih rendah dibandingkan montase C3–C4.

5. Diskusi

Distribusi Medan Listrik dan Rekrutmen Jaringan Sensorimotor

Penelitian ini menunjukkan bahwa perubahan lokasi elektroda kedua menghasilkan perbedaan distribusi medan listrik yang bermakna meskipun posisi anoda tetap dipertahankan pada korteks motorik primer kiri (C3). Temuan ini menegaskan bahwa efek tDCS tidak hanya ditentukan oleh lokasi area target, tetapi juga oleh jalur aliran arus listrik yang dibentuk oleh konfigurasi kedua elektroda.

Selama ini, pemilihan montase tDCS dalam praktik klinis sering kali didasarkan pada protokol yang digunakan dalam penelitian terdahulu atau pengalaman empiris di masing-masing pusat layanan. Namun, hasil simulasi menunjukkan bahwa perubahan lokasi elektroda kedua dapat mengubah intensitas medan listrik pada area target, area sensorimotor medial, maupun hemisfer kontralateral secara substansial. Dengan kata lain, dua montase yang sama-sama menempatkan anoda pada C3 belum tentu menghasilkan pola modulasi jaringan saraf yang serupa.

Temuan ini mendukung konsep bahwa tDCS merupakan bentuk neuromodulasi jaringan (*network neuromodulation*), bukan sekadar stimulasi pada satu lokasi kortikal tertentu. Oleh karena itu, pemahaman mengenai distribusi medan listrik yang dihasilkan oleh berbagai montase menjadi penting untuk mendukung pemilihan strategi stimulasi yang lebih rasional dan sesuai dengan tujuan klinis yang ingin dicapai.

Implikasi pada Neurorestorasi Motorik Pasca Stroke

Salah satu temuan utama penelitian ini adalah perbedaan derajat keterlibatan area sensorimotor medial dan hemisfer kontralateral yang dihasilkan oleh masing-masing montase. Montase C3–C4 menghasilkan rasio Cz/C3 dan C4/C3 tertinggi dibandingkan konfigurasi lainnya, menunjukkan distribusi medan listrik yang lebih luas pada jaringan sensorimotor bilateral. Sebaliknya, montase C3–Fp1 menghasilkan rasio Cz/C3 dan C4/C3 terendah, yang mengindikasikan pola stimulasi yang lebih terlokalisasi pada hemisfer target.

Temuan ini memiliki implikasi yang menarik dalam konteks neurorestorasi pasca stroke. Selama bertahun-tahun, pendekatan neuromodulasi pasca stroke banyak dipengaruhi oleh *Interhemispheric Competition Model*, yang menyatakan bahwa stroke menyebabkan ketidakseimbangan aktivitas antarkedua hemisfer. Menurut model ini, hemisfer yang tidak mengalami lesi dapat memberikan inhibisi transkalosal yang berlebihan terhadap hemisfer yang terkena stroke sehingga menghambat pemulihan fungsi motorik. Berdasarkan konsep tersebut, berbagai strategi neuromodulasi dikembangkan untuk meningkatkan eksitabilitas hemisfer sipilesional atau menurunkan aktivitas hemisfer kontralateral.^[23–25]

Namun, bukti yang lebih baru menunjukkan bahwa peran hemisfer kontralateral tidak selalu bersifat maladaptif. Melalui Bimodal Balance-Recovery Model, Di Pino dan kolega mengemukakan bahwa kontribusi hemisfer kontralateral bergantung pada derajat kerusakan struktural yang dialami pasien. Pada pasien dengan cadangan struktural yang masih baik, keseimbangan aktivitas antarkedua hemisfer tetap menjadi faktor penting dalam pemulihan. Sebaliknya, pada pasien dengan lesi yang lebih luas atau kerusakan traktus kortikospinal yang berat, aktivasi hemisfer kontralateral dapat berperan sebagai

mekanisme kompensasi yang mendukung pemulihan motorik.^[26-28]

Dalam konteks tersebut, hasil simulasi pada penelitian ini menunjukkan bahwa montase C3–C4 menghasilkan keterlibatan area sensorimotor medial (Cz) dan hemisfer kontralateral (C4) yang lebih besar dibandingkan montase lainnya. Secara teoritis, pola distribusi seperti ini dapat mendukung pendekatan neuromodulasi yang bertujuan memfasilitasi rekrutmen jaringan motorik bilateral, terutama pada pasien dengan gangguan motorik yang luas atau kebutuhan kompensasi jaringan yang lebih besar. Keterlibatan area sensorimotor medial juga menarik karena wilayah ini berdekatan dengan representasi tungkai dan area *motor suplemer* yang diketahui berperan dalam kontrol postural, gait, serta koordinasi gerakan bilateral. Sebaliknya, montase C3–Fp1 dan montase ekstrasfalkal menunjukkan distribusi yang lebih terfokus pada hemisfer target dengan keterlibatan kontralateral yang lebih rendah, sehingga secara teoritis lebih sesuai apabila tujuan terapi adalah meningkatkan modulasi pada korteks motorik ipsilesional dengan paparan minimal terhadap hemisfer kontralateral. Namun demikian, montase ekstrasfalkal pada penelitian ini juga menunjukkan intensitas medan listrik yang lebih rendah pada area target dibandingkan montase frontal maupun bihemisferik, sehingga implikasi klinisnya masih memerlukan validasi lebih lanjut.

Meskipun demikian, temuan ini berasal dari pemodelan distribusi medan listrik dan tidak secara langsung menunjukkan efektivitas klinis suatu montase. Oleh karena itu, pemilihan montase pada neurorestorasi pasca stroke tetap perlu mempertimbangkan karakteristik lesi, derajat gangguan motorik, serta tujuan neuromodulasi yang ingin dicapai pada masing-masing pasien.

Implikasi pada Neurorestorasi Motorik Penyakit Parkinson

Berbeda dengan stroke yang ditandai oleh adanya lesi fokal pada sistem saraf pusat, penyakit Parkinson merupakan gangguan neurodegeneratif yang melibatkan disfungsi jaringan motorik yang lebih luas, termasuk sirkuit ganglia basalis-talamo-kortikal, *supplementary motor area* (SMA), serta jaringan sensorimotor kortikal.^[29-31] Oleh karena itu, tujuan neuromodulasi pada penyakit Parkinson umumnya tidak hanya berfokus pada satu area kortikal tertentu, tetapi juga pada modulasi aktivitas jaringan yang berperan dalam perencanaan, inisiasi, dan eksekusi gerakan.

Penggunaan tDCS pada penyakit Parkinson telah banyak diteliti dengan target stimulasi yang beragam, termasuk korteks motorik primer, SMA, maupun dorsolateral prefrontal cortex. Beberapa studi melaporkan perbaikan fungsi motorik, gait, keseimbangan, serta performa fungsional setelah pemberian tDCS, meskipun hasil yang diperoleh masih menunjukkan variasi antar penelitian.^[35,36] Salah satu faktor yang berpotensi berkontribusi terhadap heterogenitas hasil tersebut adalah perbedaan konfigurasi elektroda yang digunakan, yang dapat menghasilkan distribusi medan listrik yang berbeda pada jaringan motorik.

Hasil pemodelan pada penelitian ini menunjukkan bahwa montase C3–C4 menghasilkan keterlibatan area sensorimotor medial (Cz) yang lebih besar dibandingkan montase lainnya. Area ini berdekatan dengan representasi tungkai pada korteks sensorimotor medial dan memiliki hubungan fungsional yang erat dengan SMA, suatu wilayah yang diketahui berperan penting dalam kontrol gait, koordinasi gerakan bilateral, serta patofisiologi *freezing of gait* pada penyakit Parkinson.^[32-34] Secara teoritis, distribusi medan listrik yang lebih luas pada jaringan sensorimotor bilateral dan area medial dapat memberikan keuntungan ketika tujuan stimulasi adalah memodulasi jaringan motorik yang lebih luas dibandingkan sekadar korteks motorik primer unilateral.

Sebaliknya, montase yang lebih terfokus seperti montase ekstrasfalkal C3–Fp2 atau C3–Fp1 menghasilkan keterlibatan area medial dan hemisfer kontralateral yang lebih rendah. Karakteristik ini mungkin lebih sesuai apabila tujuan stimulasi adalah meningkatkan modulasi pada area target tertentu dengan paparan jaringan di luar target yang lebih minimal. Dengan

demikian, hasil penelitian ini menunjukkan bahwa pemilihan montase tidak hanya memengaruhi intensitas stimulasi pada area target, tetapi juga menentukan jaringan motorik mana yang paling banyak direkrut selama neuromodulasi.

Meskipun demikian, hubungan antara distribusi medan listrik hasil pemodelan dan efektivitas klinis pada penyakit Parkinson masih memerlukan validasi lebih lanjut melalui studi neurofisiologis maupun uji klinis. Oleh karena itu, temuan ini sebaiknya dipandang sebagai dasar biofisik yang dapat membantu menjelaskan variasi respons klinis yang dilaporkan pada berbagai protokol tDCS untuk penyakit Parkinson.

Implikasi pada Neurorestorasi motorik Cerebral Palsy

Selain stroke dan penyakit Parkinson, tDCS juga semakin banyak digunakan pada cerebral palsy sebagai salah satu strategi untuk meningkatkan fungsi motorik melalui modulasi neuroplastisitas kortikal.^[37-39] Berbeda dengan stroke yang terjadi setelah maturasi sistem saraf, cerebral palsy merupakan gangguan perkembangan yang sering disertai reorganisasi jaringan motorik sejak usia dini. Akibatnya, pola representasi kortikal dan konektivitas motorik pada cerebral palsy dapat sangat bervariasi antar individu, termasuk keterlibatan jaringan ipsilateral, kontralateral, maupun bilateral.^[40]

Dalam konteks tersebut, karakteristik distribusi medan listrik yang dihasilkan oleh berbagai montase menjadi relevan untuk dipertimbangkan. Hasil pemodelan pada penelitian ini menunjukkan bahwa montase C3–C4 menghasilkan keterlibatan area sensorimotor medial dan hemisfer kontralateral yang lebih besar dibandingkan montase lainnya. Karakteristik ini secara teoritis dapat mendukung rekrutmen jaringan motorik yang lebih luas, terutama pada pasien dengan reorganisasi bilateral atau keterlibatan kedua hemisfer dalam kontrol motorik. Sebaliknya, montase yang lebih terfokus seperti C3–Fp2/Fp1 menghasilkan distribusi medan listrik yang lebih terbatas pada hemisfer target sehingga berpotensi lebih sesuai apabila tujuan terapi adalah meningkatkan modulasi pada area kortikal tertentu dengan keterlibatan jaringan di luar target yang lebih minimal.

Selain fungsi ekstremitas atas, area sensorimotor medial yang direpresentasikan oleh Cz juga berhubungan dengan kontrol tungkai, keseimbangan, dan koordinasi gait. Menariknya, montase C3–C4 menghasilkan intensitas medan listrik tertinggi pada area ini dibandingkan seluruh montase lainnya. Temuan tersebut menimbulkan hipotesis bahwa montase yang menghasilkan rekrutmen area sensorimotor medial yang lebih besar mungkin memiliki implikasi yang berbeda terhadap rehabilitasi fungsi berjalan dibandingkan montase yang lebih terlokalisasi. Namun demikian, hubungan antara distribusi medan listrik hasil pemodelan dengan luaran klinis pada cerebral palsy masih memerlukan penelitian lebih lanjut.

Secara keseluruhan, hasil penelitian ini mendukung pentingnya pendekatan yang lebih individual dalam pemilihan montase tDCS pada cerebral palsy. Mengingat heterogenitas pola reorganisasi motorik yang terjadi pada kondisi ini, distribusi medan listrik yang dihasilkan oleh masing-masing montase berpotensi menjadi salah satu pertimbangan dalam menentukan strategi neuromodulasi yang paling sesuai dengan target terapi.

Rekomendasi Pemilihan Montase pada Praktik Neurorestorasi

Hasil pemodelan pada penelitian ini menunjukkan bahwa tidak terdapat satu montase yang secara universal lebih unggul dibandingkan montase lainnya. Sebaliknya, setiap konfigurasi menghasilkan karakteristik distribusi medan listrik yang berbeda sehingga berpotensi merekrut jaringan sensorimotor yang berbeda pula. Oleh karena itu, pemilihan montase sebaiknya disesuaikan dengan tujuan neuromodulasi yang ingin dicapai serta karakteristik pasien yang mendasarinya.

Rekomendasi pada Tabel 3 tidak dimaksudkan untuk menggantikan pertimbangan klinis maupun bukti efektivitas dari studi intervensional, melainkan sebagai panduan berbasis biofisika mengenai jaringan saraf yang kemungkinan besar direkrut oleh masing-masing montase. Dengan demikian, hasil pemodelan FEM dapat membantu klinisi memilih konfigurasi

elektroda yang lebih sesuai dengan tujuan terapi dan mekanisme neurorestorasi yang ingin dicapai.

Keterbatasan Penelitian

Penelitian ini memiliki beberapa keterbatasan yang perlu dipertimbangkan dalam interpretasi hasil. Pertama, simulasi dilakukan menggunakan model kepala standar Ernie Extended sehingga belum memperhitungkan variasi anatomi individual yang dapat memengaruhi distribusi medan listrik. Perbedaan ketebalan tulang tengkorak, distribusi cairan serebrospinal, morfologi girus-sulkus, maupun karakteristik lesi pada pasien berpotensi menghasilkan pola distribusi medan listrik yang berbeda dari hasil yang diperoleh pada model ini.

Kedua, penelitian ini menggunakan pendekatan pemodelan komputasional berbasis finite element method (FEM) tanpa validasi neurofisiologis maupun klinis secara langsung. Oleh karena itu, distribusi medan listrik yang diperoleh menggambarkan potensi paparan stimulasi pada jaringan otak, namun tidak secara langsung mencerminkan perubahan eksitabilitas kortikal, neuroplastisitas, maupun luaran klinis yang terjadi setelah pemberian tDCS.

Ketiga, analisis difokuskan pada lima konfigurasi montase yang umum digunakan untuk stimulasi korteks motorik primer kiri. Masih terdapat berbagai konfigurasi lain yang digunakan dalam praktik klinis, termasuk montase high-definition tDCS, konfigurasi multi-elektroda, maupun pendekatan berbasis individualisasi target menggunakan neuroimaging. Oleh karena itu, penelitian selanjutnya perlu mengintegrasikan pemodelan individual berbasis MRI, evaluasi neurofisiologis, serta luaran klinis untuk mengembangkan strategi pemilihan montase yang lebih presisi dan sesuai dengan karakteristik masing-masing pasien.

6. Kesimpulan

Pemilihan montase tDCS pada korteks motorik primer secara bermakna memengaruhi distribusi medan listrik yang dihasilkan pada jaringan sensorimotor. Meskipun seluruh konfigurasi menggunakan anoda pada C3, perubahan lokasi elektroda kedua menghasilkan pola rekrutmen jaringan yang berbeda, baik pada area target, area sensorimotor medial, maupun hemisfer kontralateral. Montase C3–C4 menghasilkan keterlibatan jaringan sensorimotor bilateral yang paling luas dengan paparan medan listrik tertinggi pada area Cz dan hemisfer kontralateral. Sebaliknya, montase C3–Fp1 menunjukkan distribusi yang paling terlokalisasi pada hemisfer target, sedangkan montase C3–Fp2 menghasilkan intensitas medan listrik tertinggi pada area target C3. Montase ekstrasfalk menunjukkan keterlibatan hemisfer kontralateral yang relatif lebih rendah dibandingkan montase bihemisferik. Temuan ini menunjukkan bahwa tidak terdapat satu montase yang secara universal lebih unggul dibandingkan montase lainnya. Pemilihan montase sebaiknya disesuaikan dengan tujuan neuromodulasi dan jaringan saraf yang ingin direkrut pada masing-masing kondisi klinis. Pemodelan berbasis FEM dapat menjadi alat yang bermanfaat untuk mendukung pendekatan neuromodulasi yang lebih rasional, individual, dan berbasis mekanisme dalam praktik neurorestorasi.

7. Daftar Pustaka

- [1] Cramer SC, Nudo RJ. *Brain Repair After Stroke*. Cambridge: Cambridge University Press; 2010.
- [2] Kleim JA, Jones TA. Principles of experience-dependent neural plasticity: implications for rehabilitation after brain damage. *J Speech Lang Hear Res*. 2008;51:S225-S239.
- [3] Nudo RJ. Recovery after brain injury: mechanisms and principles. *Front Hum Neurosci*. 2013;7:887.
- [4] Lefaucheur JP, Aleman A, Baeken C, Benninger DH, Brunelin J, Di Lazzaro V, et al. Evidence-based guidelines on the therapeutic use of transcranial direct current stimulation (tDCS). *Clin Neurophysiol*. 2017;128(1):56-92.
- [5] Brunoni AR, Nitsche MA, Bolognini N, Bikson M, Wagner T, Merabet L, et al. Clinical research with transcranial direct current stimulation: challenges and future directions. *Brain Stimul*. 2012;5(3):175-195.
- [6] Nitsche MA, Paulus W. Excitability changes induced in the human motor cortex by weak transcranial direct current stimulation. *J Physiol*. 2000;527(Pt 3):633-639.
- [7] Nitsche MA, Paulus W. Sustained excitability elevations induced by transcranial DC motor cortex stimulation in humans. *Neurology*. 2001;57(10):1899-1901.
- [8] Stagg CJ, Nitsche MA. Physiological basis of transcranial direct current stimulation. *Neuroscientist*. 2011;17(1):37-53.
- [9] 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. *Clin Neurophysiol*. 2017;128(1):56-92.
- [10] Reis J, Schambra HM, Cohen LG, Buch ER, Fritsch B, Zarahn E, et al. Noninvasive cortical stimulation enhances motor skill acquisition over multiple days through an effect on consolidation. *Proc Natl Acad Sci USA*. 2009;106(5):1590-1595.
- [11] Hummel FC, Cohen LG. Non-invasive brain stimulation: a new strategy to improve neurorehabilitation after stroke? *Lancet Neurol*. 2006;5(8):708-712.
- [12] Buch ER, Santarnecchi E, Antal A, Born J, Celnik PA, Classen J, et al. Effects of transcranial direct current stimulation on motor learning and memory formation. *Neuroimage*. 2017;148:312-321.
- [13] Lindenberg R, Renga V, Zhu LL, Nair D, Schlaug G. Bihemispheric brain stimulation facilitates motor recovery in chronic stroke patients. *Neurology*. 2010;75(24):2176-2184.
- [14] Datta A, Elwassif M, Battaglia F, Bikson M. Transcranial current stimulation focality using disc and ring electrode configurations. *Brain Stimul*. 2008;1(3):201-207.
- [15] Im CH, Jung HH, Choi JD, Lee SY, Jung KY. Determination of optimal electrode positions for transcranial direct current stimulation. *Phys Med Biol*. 2008;53:N219-N225.
- [16] Datta A, Truong D, Minhas P, Parra LC, Bikson M. Inter-individual variation during transcranial direct current stimulation and normalization of dose using MRI-derived computational models. *Front Psychiatry*. 2012;3:91.
- [17] Saturnino GB, Madsen KH, Siebner HR, Thielscher A. How to target inter-regional phase synchronization with dual-site transcranial alternating current stimulation. *Neuroimage*. 2017;163:68-80.
- [18] Opitz A, Paulus W, Will S, Antunes A, Thielscher A. Determinants of the electric field during transcranial direct current stimulation. *Neuroimage*. 2015;109:140-150.
- [19] Miranda PC, Lomarev M, Hallett M. Modeling the current distribution during transcranial direct current stimulation. *Clin Neurophysiol*. 2006;117(7):1623-1629.
- [20] Wagner T, Fregni F, Fecteau S, Grodzinsky A, Zahn M, Pascual-Leone A. Transcranial direct current stimulation: a computer-based human model study. *Neuroimage*. 2007;35(3):1113-1124.
- [21] Bikson M, Datta A, Rahman A, Scaturro J. Electrode montages for tDCS and weak transcranial electrical stimulation: role of computational models. *Clin EEG Neurosci*. 2010;41(4):206-214.
- [22] Saturnino GB, Madsen KH, Thielscher A. SimNIBS 4.0: an open-source pipeline for individualized electric field modelling of transcranial brain stimulation. In: *Brain and Human Body Modeling 2021*. Springer; 2021.
- [23] Murase N, Duque J, Mazzocchio R, Cohen LG. Influence of interhemispheric interactions on motor function in chronic stroke. *Ann Neurol*. 2004;55(3):400-409.
- [24] Grefkes C, Nowak DA, Wang LE, Dafotakis M, Eickhoff SB, Fink GR. Modulating cortical connectivity in stroke by rTMS assessed with fMRI and dynamic causal modeling. *Neuroimage*. 2010;50(1):233-242.

- [25] Nowak DA, Grefkes C, Dafotakis M, Küst J, Karbe H, Fink GR. Effects of low-frequency repetitive transcranial magnetic stimulation of the contralesional primary motor cortex on movement kinematics and neural activity in subcortical stroke. *Arch Neurol*. 2008;65(6):741-747.
- [26] Di Pino G, Pellegrino G, Assenza G, Capone F, Ferreri F, Formica D, et al. Modulation of brain plasticity in stroke: a novel model for neurorehabilitation. *Nat Rev Neurol*. 2014;10(10):597-608.
- [27] Dodd KC, Nair VA, Prabhakaran V. Role of the contralesional vs ipsilesional hemisphere in stroke recovery. *Front Hum Neurosci*. 2017;11:469.
- [28] Di Pino G, Di Lazzaro V. The balance recovery bimodal model in stroke patients between evidence and speculation: do recent studies support it? *Clin Neurophysiol*. 2020;131(4):1056-1058.
- [29] Jankovic J. Parkinson's disease: clinical features and diagnosis. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 2008;79(4):368-376.
- [30] Lewis SJG, Barker RA. Understanding the dopaminergic deficits in Parkinson's disease: insights into disease heterogeneity. *J Clin Neurosci*. 2009;16(5):620-625.
- [31] Wu T, Chan P, Hallett M. Effective connectivity of neural networks in automatic movements in Parkinson's disease. *Neuroimage*. 2010;49(3):2581-2587.
- [32] Nachev P, Kennard C, Husain M. Functional role of the supplementary and pre-supplementary motor areas. *Nat Rev Neurosci*. 2008;9(11):856-869.
- [33] Wu T, Chan P, Hallett M. Effective connectivity of neural networks in automatic movements in Parkinson's disease. *Neuroimage*. 2010;49(3):2581-2587.
- [34] Fasano A, Aquino CC, Krauss JK, Honey CR, Bloem BR. Axial disability and gait disorders in patients with Parkinson disease. *Nat Rev Neurol*. 2015;11(2):98-110.
- [35] Ferrucci R, Mameli F, Guidi I, Mrakic-Sposta S, Vergari M, Marceglia S, et al. Transcranial direct current stimulation improves recognition memory in Parkinson disease. *Neurology*. 2008;71(7):493-498.
- [36] Elsner B, Kugler J, Pohl M, Mehrholz J. Transcranial direct current stimulation for patients with Parkinson's disease: a systematic review and meta-analysis. *Clin Neurophysiol*. 2016;127(1):e114-e115.
- [37] Ciechanski P, Kirton A. Transcranial direct-current stimulation can enhance motor learning in children. *Cereb Cortex*. 2017;27(5):2758-2767.
- [38] Gillick BT, Feyma T, Menk J, Usset M, Vaith A, Wood TJ, et al. Safety and feasibility of transcranial direct current stimulation in pediatric hemiparesis. *Neuromodulation*. 2015;18(6):521-527.
- [39] Grecco LAC, Duarte NAC, de Mendonça ME, Pasini H, Lima VL, Franco RC, et al. Effects of transcranial direct current stimulation combined with treadmill training on gait in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 2014;56(10):938-944.
- [40] Kirton A. Modeling developmental plasticity after perinatal stroke: defining central therapeutic targets in cerebral palsy. *Pediatr Neurol*. 2013;48(2):81-94.