T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ

ALT EKSTREMİTE AMPUTE VE REPLANT HASTALARININ MOTOR VE BİLİŞSEL HAREKETLERİNİN FNIRS TEMELLİ ANALİZİ

Esra SÜZEN

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ

ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

NİSAN 2025

ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ

ALT EKSTREMİTE AMPUTE VE REPLANT HASTALARININ MOTOR VE BİLİŞSEL HAREKETLERİNİN FNIRS TEMELLİ ANALİZİ

Esra SÜZEN

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ

ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

NİSAN 2025

ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ALT EKSTREMİTE AMPUTE VE REPLANT HASTALARININ MOTOR VE BİLİŞSEL HAREKETLERİNİN FNIRS TEMELLİ ANALİZİ

Esra SÜZEN

ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ

ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

Bu tez TÜBİTAK 1001 projesi kapsamında 220S026 proje numarası ile desteklenmiş ve YÖK 100/2000 Nöromühendislik öncelikli alanı ve YÖK Sağlıkta Dijital Teknolojiler ihtisaslaşma alanı kapsamında gerçekleştirilmiştir.

NİSAN 2025

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ALT EKSTREMİTE AMPUTE VE REPLANT HASTALARININ MOTOR VE BİLİŞSEL HAREKETLERİNİN FNIRS TEMELLİ ANALİZİ

Esra SÜZEN

ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ

ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

Bu tez …./…../2025 tarihinde jüri tarafından Oybirliği / Oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Şükrü ÖZEN (Danışman)

Prof. Dr. Ömer Halil ÇOLAK

Prof. Dr. Övünç POLAT

Prof. Dr. Özlem COŞKUN

Doç. Dr. Serdar GÜNDOĞDU

ÖZET

ALT EKSTREMİTE AMPUTE VE REPLANT HASTALARININ MOTOR VE BİLİŞSEL HAREKETLERİNİN FNIRS TEMELLİ ANALİZİ

ESRA SÜZEN

Doktora Tezi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Şükrü ÖZEN

Nisan 2025; 96 sayfa

Bu tez çalışmasında, alt ekstremite amputasyonu ve replantasyonu geçirmiş bireylerde motor hareket ve motor imgeleme görevleri sırasında oluşan kortikal aktivasyon örüntüleri, sağlıklı bireylerle karşılaştırmalı olarak fonksiyonel yakın kızılötesi spektroskopi (fNIRS) yöntemiyle değerlendirilmiştir.

Çalışmaya, yaş ortalaması 32,33 ± 6,81 olan, sağ taraf baskın 15 sağlıklı birey (10 erkek, 5 kadın) ile çeşitli seviyelerde alt ekstremite amputasyonu ve replantasyonu geçirmiş toplam 9 hasta katılmıştır. Katılımcılara ayak başparmağı, ayak bileği, diz ve kalça eklemlerini içeren toplam 40 farklı motor ve motor imgeleme görevi uygulanmıştır. Öncelikle alt ekstremiteye özgü motor ve motor imgeleme görevlerinin analizine uygun bir kanal konfigürasyonu oluşturulmuştur. 8 kaynak ve 8 dedektörden oluşan sistemde, toplam 21 optik kanal belirlenmiş ve fNIRS verileri kaydedilmiştir. Kanal yerleşimleri, motor korteksin alt ekstremiteyi temsil eden medial yüzeylerine ve birincil somatosensoriyel alanlara odaklanacak şekilde optimize edilmiştir. Veri işleme sürecinde enstrümantal, fizyolojik ve hareket kaynaklı artefaktlar ön işleme sürecinde uygun filtreleme ve düzeltme yöntemleriyle giderilmiştir. Kanal planlamasında M1-bacak, premotor alan, birincil somatosensoriyel korteks ve somatosensoriyel ilişki korteksine karşılık gelen bölgeler önceliklendirilmiştir. Böylece hem sağ hem de sol hemisferde motor aktiviteyi detaylı olarak incelemeye imkân veren, nöroanatomik olarak hedeflenmiş bir konfigürasyon oluşturulmuştur. Bu çalışmada, özellikle, premotor ve ek motor alanlar, birincil motor korteks, birincil somatosensoriyel ve ilişki kortekslerinin reorganizasyon sürecindeki rollerine odaklanılmıştır. Toplam 40 farklı motor ve motor imgeleme görevi (10 sağ motor, 10 sol motor, 10 sağ imgeleme, 10 sol imgeleme) ayak baş parmağı, ayak bileği, diz ve kalça eklemlerini kapsamaktadır. Öncelikle motor görevler ve sonrasında gözler kapalı biçimde sesli komutla yürütülen motor imgeleme görevleri gerçekleştirilmiştir. Tüm görevler, blok tasarımıyla 5 saniye dinlenme, 8 saniye hareket, 8 saniye dinlenme biçiminde 4 tekrarla şeklinde tasarlanmıştır. fNIRS verilerinin analizinden önce, sinyalleri etkileyebilecek farklı kaynaklı gürültü ve artefaktların ortadan kaldırılması amacıyla kapsamlı bir ön işleme süreci uygulanmıştır. Bu ön işleme sürecinde cihaza özgü yüksek frekanslı enstrüman gürültüsünü ortadan kaldırmak amacıyla düşük geçişli filtreleme gerçekleştirilmiş, fizyolojik sinyallerden kaynaklanan artefaktları (kalp atımı, solunum, Mayer dalgaları) bastırmak için ise 0,01–0,20 Hz frekans aralığında bant geçiren filtre kullanılmıştır. Baş hareketleri gibi deneysel kaynaklı artefaktları düzeltmek amacıyla dalgacık tabanlı filtreleme, spline enterpolasyonu ve Savitzky-Golay yöntemlerinin birlikte kullanıldığı hibrit bir yaklaşım kullanılmıştır.

Dalgacık tabanlı yöntem ani ve keskin sinyal bozulmalarını giderirken, spline enterpolasyon sinyaldeki düşük frekanslı kaymaları düzeltmede; Savitzky-Golay filtresi ise yüksek frekanslı gürültüyü yumuşatmada etkili olmuştur. Analizler, istatistiksel testler ve kontrast haritaları temel alınarak gerçekleştirilmiş; böylece hem grup düzeyinde anlamlı farkların belirlenmesi hem de bu farkların mekânsal olarak kortikal düzeyde görselleştirilmesi sağlanmıştır. Çalışmada elde edilen bulgular, alt ekstremite amputasyonu sonrası kortikal aktivitenin birincil motor korteksten somatosensoriyel kortekse doğru kaydığını ve bu durumun nöroplastik reorganizasyon süreçlerinin bir göstergesi olduğunu ortaya koymuştur. Ayrıca, replantasyon geçirmiş bireylerde kortikal aktivasyon paternlerinin sağlıklı bireylerden farklılaştığı ve yeniden şekillenmiş temsillerin oluştuğu gözlemlenmiştir. Kontrast haritalar, istatistiksel analizlerin ötesinde mekânsal farkları net biçimde yansıtarak reorganizasyonun daha ayrıntılı olarak izlenmesine olanak sağlamıştır. Motor imgeleme görevleri sırasında ise hem ampute hem de replant bireylerde, sağlıklı bireylere kıyasla daha geniş ve yaygın bir kortikal aktivasyon profili tespit edilmiştir. Özellikle somatosensoriyel alanlardaki aktivite artışları, duyusal-motor entegrasyon süreçlerinin de nöroplastisite kapsamında yeniden yapılandığını göstermiştir. Kanal bazlı zaman serisi veri analizleri ise ampute bireylerde zamanlama epokları açısından da yeniden yapılanmaya işaret etmektedir.

Sonuç olarak, bu tez çalışması; alt ekstremite amputasyonu ve replantasyonu sonrası beyin organizasyonunun hem yapısal hem de işlevsel olarak yeniden şekillendiğini, bu süreçlerin fNIRS yöntemiyle güvenilir şekilde izlenebildiğini ve elde edilen verilerin bireyselleştirilmiş rehabilitasyon yaklaşımlarının geliştirilmesinde yol gösterici olabileceğini ortaya koymuştur. Ayrıca çalışma, fNIRS'in alt ekstremiteye özgü motor görevlerdeki duyarlılığını vurgulayarak, gelecekteki beyin-bilgisayar arayüzleri ve nöroteknolojik uygulamalara önemli katkılar sunmaktadır.

ANAHTAR KELİMELER: Alt ekstremite amputasyonu, Alt ekstremite replantasyonu, Beyin plastisitesi, fNIRS, Motor imgeleme, Motor hareketler

JÜRİ: Prof. Dr. Şükrü ÖZEN

Prof. Dr. Ömer Halil ÇOLAK

Prof. Dr. Övünç POLAT

Prof. Dr. Özlem COŞKUN

Doç. Dr. Serdar GÜNDOĞDU

ABSTRACT

FNIRS-BASED ANALYSIS OF MOTOR AND COGNITIVE MOVEMENTS in LOWER LIMB AMPUTEE AND REPLANTATION PATIENTS

ESRA SÜZEN

PhD Thesis in Electrical and Electronics Engineering

Supervisor: Prof. Dr. Şükrü ÖZEN

April 2025; 96 pages

In this thesis study, cortical activation patterns during motor execution and motor imagery tasks were evaluated using functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) in individuals who had undergone lower limb amputation and replantation, in comparison with healthy individuals.

The study included a total of 15 healthy participants (10 males, 5 females) with a mean age of 32.33 ± 6.81 years and right-side dominance, along with 9 patients who had undergone lower limb amputation and replantation at various levels. Participants performed a total of 40 different motor and motor imagery tasks involving the toe, ankle, knee, and hip joints. First, a channel configuration suitable for analyzing lower limb-specific motor and motor imagery tasks was established. In the system consisting of 8 sources and 8 detectors, a total of 21 optical channels were defined, and fNIRS data were recorded. Channel placements were optimized to target the medial surfaces of the motor cortex representing the lower limb and the primary somatosensory areas. During data processing, instrumental, physiological, and motion-related artifacts were eliminated through appropriate filtering and correction methods in the preprocessing stage. The channel planning prioritized regions corresponding to the M1-leg area, premotor cortex, primary somatosensory cortex, and somatosensory association cortex. In this way, a neuroanatomically targeted configuration enabling detailed examination of motor activity in both the left and right hemispheres was achieved. This study particularly focused on the roles of the premotor and supplementary motor areas, primary motor cortex, primary somatosensory cortex, and association cortices in the reorganization process.

The 40 motor and motor imagery tasks (10 right motor, 10 left motor, 10 right imagery, 10 left imagery) covered the toe, ankle, knee, and hip joints. Initially, the motor tasks were performed, followed by motor imagery tasks conducted with eyes closed under auditory instruction. All tasks were designed in a block paradigm consisting of 5 seconds of rest, 8 seconds of activity, and 8 seconds of rest, repeated four times.

Before analyzing the fNIRS data, a comprehensive preprocessing pipeline was applied to eliminate noise and artifacts from various sources that could affect the signals. A low-pass filter was applied to remove device-specific high-frequency instrumental noise, and a band-pass filter in the range of 0.01–0.20 Hz was used to suppress physiological artifacts (such as heartbeat, respiration, and Mayer waves). To correct for motion artifacts such as head movements, a hybrid approach was adopted that combined wavelet-based filtering, spline interpolation, and Savitzky-Golay smoothing. While the wavelet-based method effectively removed abrupt and sharp signal distortions, spline interpolation

corrected low-frequency drifts, and the Savitzky-Golay filter was effective in smoothing high-frequency noise. Analyses were conducted based on statistical tests and contrast maps, allowing for the identification of significant group-level differences and their spatial visualization at the cortical level. The findings of the study revealed that, following lower limb amputation, cortical activity shifted from the primary motor cortex to the somatosensory cortex, indicating a process of neuroplastic reorganization. Moreover, in individuals who had undergone replantation, cortical activation patterns differed from those of healthy individuals, with evidence of reshaped cortical representations. Contrast maps provided a clear spatial depiction of these differences beyond statistical results, enabling a more detailed tracking of reorganization. During motor imagery tasks, both amputee and replanted individuals exhibited a broader and more widespread cortical activation profile compared to healthy participants. Increased activity particularly in the somatosensory areas suggested that sensory-motor integration processes were also restructured within the scope of neuroplasticity. Channel-based time series data analyses also suggested reorganization in terms of temporal epochs in amputee individuals.

In conclusion, this thesis demonstrates that brain organization undergoes both structural and functional reconfiguration following lower limb amputation and replantation. These processes can be reliably monitored using the fNIRS method, and the obtained data have the potential to guide the development of individualized rehabilitation approaches. Furthermore, the study emphasizes the sensitivity of fNIRS in detecting motor tasks specific to the lower limb, offering significant contributions to future brain-computer interface applications and neurotechnological developments.

KEYWORDS: fNIRS, Lower limb amputation, Lower limb replantation, Motor imagery, Motor movements, Neuroplasticity

COMMITTEE: Prof. Dr. Şükrü ÖZEN

Prof. Dr. Ömer Halil ÇOLAK

Prof. Dr. Övünç POLAT

Prof. Dr. Özlem COŞKUN

Assoc. Prof. Dr. Serdar GÜNDOĞDU

ÖNSÖZ

Bu doktora tezinin içeriğini oluşturulan çalışmalar, Akdeniz Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Plastik ve Rekonstrüktif Cerrahi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi, Prof. Dr. Ömer Özkan yürütücülüğünde 01/01/2021 tarihinde başlatılan ve 22/12/2023 tarihinde tamamlanan, "Alt Ekstremite Ampute Hastalarında ve Replantlarda Korteks ve Kas Reorganizasyonun Motor, Sensoriyel ve Bilişsel Olarak Çözümlenmesi ve Rehabilitasyon Odaklı Analizi" başlıklı, 220S026 numaralı TÜBİTAK 1001 projesi kapsamında gerçekleştirilmiştir. Ayrıca bu çalışma YÖK 100/2000 Nöromühendislik öncelikli alanı kapsamında yürütülmüş ve tamamlanmıştır.

Bu çalışmanın gerçekleşmesinde rehberliği ve akademik desteği ile her zaman yanımda olan ve tezin başarıyla sonuçlanmasını sağlayana değerli Danışmanım Prof. Dr. Şükrü Özen'e, bu projede yer almamı ve proje ekibinin bir parçası olmamı sağlayan ve bu çalışmayı gerçekleştirmem konusundaki sonsuz güvenleri için değerli hocalarım Prof. Dr. Ömer Özkan ve Prof. Dr. Özlenen Özkan'a, tez sürecim boyunca yalnızca akademik bilgi ve tecrübesiyle değil, aynı zamanda her zaman yanımda hissettirdiği manevi desteğiyle de en büyük katkıyı sunan değerli hocam Prof. Dr. Ömer Halil Çolak'a, proje süresince her sorunu birlikte aştığımız, katkı ve emekleriyle bu tezin sonuçlanmasına katkı koyan değerli arkadaşlarım Dr. Buket Şimşek ve Ayhan Şavklıyıldız 'a en içten teşekkürlerimi sunuyorum.

Her zaman yanımda olan ve manevi desteğiyle bana güç veren canım kardeşim Deniz Süzen'e ve aileme destekleri için çok teşekkür ediyorum. Ayrıca çalışmam sırasında gönüllü katılımlarıyla bu çalışmaya destek olan tüm hastalarımıza da sabırları ve destekleri için teşekkürlerimi sunuyorum. Bu tezin hem akademik alana hem de ilgili uygulamalara katkı sunmasını temenni ediyorum.

İÇİNDEKİLER

ÖZET i
ABSTRACT iii
ÖNSÖZ v
AKADEMİK BEYAN viii
SİMGELER VE KISALTMALAR ix
ŞEKİLLER DİZİNİ xiv
ÇİZELGELER DİZİNİ xv
1. GİRİŞ 1
2. KAYNAK TARAMASI 3
2.1. Fonksiyonel Yakın Kızılötesi Spektroskopisi (fNIRS) 3
2.1.1. Değiştirilmiş Beer-Lambert yasası 7
2.1.2. Motor fonksiyonlarda fNIRS 10
2.1.3. Motor imgelemede fNIRS 11
2.2. Alt Ektremite Amputasyonu ve Replantasyonu 13
3. MATERYAL VE METOT 15
3.1. Katılımcılar 15
3.1.1. Kontrol grubu 15
3.1.2. Hasta grubu 15
3.2. Deney Prosedürü 17
3.3. fNIRS Veri Kaydı 19
3.3.1. fNIRS kanal konfigürasyonu 21
3.4. Ön İşleme 24
3.4.1. Dalgacık tabanlı filtreleme 25
3.4.2. Spline interpolasyonu ve Savitzky–Golay tabanlı hibrit filtreleme 27
3.4.3. Blok ortalama 28
3.4.4. Konsantrasyon dönüşümü 28
3.5. İstatistiksel Analiz 29
3.6. Kontrast Haritalama 29
4. BULGULAR 30
4.1. İstatistiksel Bulgular 30
4.1.1. Hasta grubu motor hareketler istatistiksel bulguları 30
4.1.2. Hasta grubu motor imgeleme istatistiksel bulguları 36

4.1.3. Kontrol grup motor hareket ve motor imgeleme istatistiksel bulguları.....40
4.2. Kontrast Haritaları.....41
4.2.1. Hasta grubu motor görevlerine ait kontrast haritaları.....41
4.2.2. Hasta grubu motor imgeleme görevlerine ait kontrast haritaları.....55
4.2.3. Kontrol grubu motor hareket ve motor imgeleme kontrast haritaları.....67
5. TARTIŞMA.....74
6. SONUÇLAR.....79
7. KAYNAKLAR.....80
ÖZGEÇMİŞ

AKADEMİK BEYAN

Doktora Tezi olarak sunduğum "Alt Ekstremite Ampute ve Replant Hastalarının Motor ve Bilişsel Hareketlerinin fNIRS Temelli Analizi" adlı bu çalışmanın, akademik kurallar ve etik değerlere uygun olarak yazıldığını belirtir, bu tez çalışmasında bana ait olmayan tüm bilgilerin kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

……./……../2025

ESRA SÜZEN

İmzası

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

ε_{O_2Hb} : oksihemoglobin sönüm katsayısı

ε_{HHb} : deoksihemoglobin sönüm katsayısı

ε : molar sönüm katsayıları

c : kromofor konsantrasyonları

OD : optik yoğunluk

I : ışık yoğunluğu

I_0, : yayılan ışığın yoğunluğu

μs′ : ışık saçılımı

d : mesafe

G : saçılmaya bağlı ışık yoğunluğu kaybını temsili

t_0 : başlangıç noktası

ΔOD : optik yoğunluk değişimi

λ : dalga boyu

DPF : diferansiyel yol uzunluğu faktörü

Δ : değişim

$\phi_{jk}(t)$: ölçeklendirme fonksiyonu

$\psi_{jk}(t)$: dalgacık fonksiyonu

v_{j_0k} : yaklaşım katsayıları

ω_{jk} : detay katsayıları

p_{jk} : hemodinamik sinyale ait olma olasılığı

j : ölçekleme parametresi

k : öteleme parametresi

$\Phi(x)$: normal kümülatif dağılım fonksiyonu

ϵ_{jk} : hareket artefaktı

$f(t)$: hemodinamik sinyal

$\hat{\sigma}$: dalgacık katsayılarının tahmini standart sapması

W : dalgacık dönüşüm matrisi

$\widehat{W}$: eşiklenmiş dalgacık katsayıları

Kısaltmalar

BCI : Beyin Bilgisayar Arayüzü

BOLD : Kan Oksijen Seviyesi Bağımlı

CBF : Serebral kan akışı

CBV : Serebral kan hacmi

$CMRO_2$: Beyin oksijen metabolizma hızı

CtOx : Sitokrom Oksidaz

db2 : Daubechies 2

EEG : Elektroensefalogram

fMRI : Fonksiyonel Manyetik Rezonans Görüntüleme

fNIRS : Fonksiyonel Yakın Kızılötesi Spektroskopi

GUI : Grafiksel Kullanıcı Arayüzü

HbO : Oksihemoglobin

HbR : Deoksihemoglobin

HbT : Toplam Hemoglobin

HHb : Deoksihemoglobin

IQR : Çeyrekler Arası Aralık

jLFE : Sol Ayak Bileği Ekstansiyonu İmgeleme

jLFF : Sol Ayak Bileği Fleksiyonu İmgeleme

jLHB : Sol Kalça Abdüksiyonu İmgeleme

jLHD : Sol Kalça Addüksiyonu İmgeleme

jLHE : Sol Kalça Ekstansiyonu İmgeleme

jLHF : Sol Kalça Fleksiyonu İmgeleme

jLKE : Sol Diz Ekstansiyonu İmgeleme

jLKF : Sol Diz Fleksiyonu İmgeleme

jLTE : Sol Ayak Başparmağı Ekstansiyonu İmgeleme

jLTF : Sol Ayak Başparmağı Fleksiyonu İmgeleme

jRFE : Sağ Ayak Bileği Ekstansiyonu İmgeleme

jRFF : Sağ Ayak Bileği Fleksiyonu İmgeleme

jRHB : Sağ Kalça Abdüksiyonu İmgeleme

jRHD : Sağ Kalça Addüksiyonu İmgeleme

jRHE : Sağ Kalça Ekstansiyonu İmgeleme

jRHF : Sağ Kalça Fleksiyonu İmgeleme

jRKE : Sağ Diz Ekstansiyonu İmgeleme

jRKF : Sağ Diz Fleksiyonu İmgeleme

jRTE : Sağ Ayak Başparmağı Ekstansiyonu İmgeleme

jRTF : Sağ Ayak Başparmağı Fleksiyonu İmgeleme

LFE : Sol Ayak Bileği Ekstansiyonu

LFF : Sol Ayak Bileği Fleksiyonu

LHB : Sol Kalça Abdüksiyonu

LHD : Sol Kalça Addüksiyonu

LHE : Sol Kalça Ekstansiyonu

LHF : Sol Kalça Fleksiyonu

LKE : Sol Diz Ekstansiyonu

LKF : Sol Diz Fleksiyonu

LTE : Sol Ayak Başparmağı Ekstansiyonu

LTF : Sol Ayak Başparmağı Fleksiyonu

MBLL : Değiştirilmiş Beer-Lambert yasası

MI : Motor İmgeleme

MNI : Montreal Nörolojik Enstitüsü

MARA : Hareket Artefaktı Azaltma Algoritması

NIR : Yakın Kızılötesi

NIRS : Yakın Kızılötesi Spektroskopi

O_2Hb : Oksihemoglobin

PET : Pozitron Emisyon Tomografisi

RFE : Sağ Ayak Bileği Ekstansiyonu

RFF : Sağ Ayak Bileği Fleksiyonu

RHB : Sağ Kalça Abdüksiyonu

RHD : Sağ Kalça Addüksiyonu

RHE : Sağ Kalça Ekstansiyonu

RHF : Sağ Kalça Fleksiyonu

RKE : Sağ Diz Ekstansiyonu

RKF : Sağ Diz Fleksiyonu

RTE : Sağ Ayak Başparmağı Ekstansiyonu

RTF : Sağ Ayak Başparmağı Fleksiyonu

tHb : Toplam Hemoglobin

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. İnsan dokusunda bulunan farklı kromoforların doğal logaritma bazlı absorpsiyon spektrumları 4
Şekil 2.2. fNIRS ve diğer tekniklerin zamansal ve uzaysal karşılaştırması 5
Şekil 2.3. Saç derisinde iki kanallı kaynak-dedektör çifti yerleşimi 6
Şekil 2.4. fNIRS ile ölçülen hemodinamik yanıtın gösterimi 6
Şekil 2.5. Artan beyin aktivitesi durumunda serebral hemodinamik ve oksijenasyon değişiklikleri 7
Şekil 2.6. Kaynak-detektör konumlandırmasına bağlı olarak ışığın kafa içindeki mekânsal dağılımı 8
Şekil 2.7. Yıllara göre yayın ve atıf dağılımı 10
Şekil 2.8. Üstel ve Polinom Büyüme Eğilimi ve Yıllara Göre Yayın Sayılarının Tahminleri 11
Şekil 2.9. Amputasyon seviyeleri 13
Şekil 2.10. Replant hasta görüntüsü 14
Şekil 3.1. Çalışmanın metodolojisi 15
Şekil 3.2. Ampute ve replant hastaları 17
Şekil 3.3. Deney Prosedürü 19
Şekil 3.4. Kayıt için tasarlanan grafiksel arayüz 19
Şekil 3.5. fNIRS veri kaydının alınması 19
Şekil 3.6. NIRSport2 sistemi; a) NIRSport2 cihazı; b) NIRSport2 kepi; c) Dedektör ve kaynak 20
Şekil 3.7. Statik fantom kullanılarak sinyal optimizasyonu 20
Şekil 3.8. NIRSport2 kaynak ve dedektörlerin kalibrasyonu ve sinyal optimizasyonu 21
Şekil 3.9. fOLD araç kutusu; a) Araç kutusuna dahil edilen beyin parselasyon atlaslarının sonuçlarının gösterimi; b) fOLD grafiksel kullanıcı arayüzü. (Araç kutusu başlatıldığında görüntülenen boş 10–10 düzeni gösterilmektedir.) 22
Şekil 3.10. Kaynak ve dedektör konfigürasyonu 23
Şekil 3.11. fNIRS veri işleme adımlarının şematik gösterimi 25
Şekil 3.12. AtlasViewer MATLAB arayüzü 29

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1. Ampute ve replant deneklerin demografik özellikleri 16
Çizelge 3.2. Belirlenen motor ve motor imgeleme görevleri ve kısaltmaları 18
Çizelge 3.3. fNIRS Beyin İlgi Alanları 23
Çizelge 4.1. Kanal bazlı zaman serisi veri haritalaması HbO grup ortalama sonuçları .. 30
Çizelge 4.2. Sol alt ekstremite ampute hastaları ile kontrol grup motor hareket HbO değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması 31
Çizelge 4.3. A3 ile kontrol grup motor hareket HbO değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması 32
Çizelge 4.4. A6 ile kontrol grup motor hareket HbO değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması 33
Çizelge 4.5. A7 ile kontrol grup motor hareket HbO değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması 34
Çizelge 4.6. R1 ile kontrol grup motor hareket HbO değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması 34
Çizelge 4.7. R2 ile kontrol grup motor hareket HbO değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması 35
Çizelge 4.8. Kontrol grubu-sol alt ekstremite ampute hasta grubu motor imgeleme HbO değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması 36
Çizelge 4.9. A3 ile kontrol grup motor imgeleme HbO değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması 37
Çizelge 4.10. A6 ile kontrol grup motor imgeleme HbO değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması 38
Çizelge 4.11. A7 ile kontrol grup motor imgeleme HbO değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması 39
Çizelge 4.12. R1 ile kontrol grup motor imgeleme HbO değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması 40
Çizelge 4.13. Kontrol grubu motor hareket ve motor imgeleme HbO değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması 41
Çizelge 4.14. Sol alt ekstremite ampute hastalarında motor hareketler HbO kontrast haritaları 43
Çizelge 4.15. A3 motor hareketler HbO kontrast haritaları 45
Çizelge 4.16. A6 motor hareketler HbO kontrast haritaları 47
Çizelge 4.17. A7 motor hareketler HbO kontrast haritaları 49
Çizelge 4.18. R1 motor hareketler HbO kontrast haritaları 50
Çizelge 4.19. R2 motor hareketler HbO kontrast haritaları 53
Çizelge 4.20. Sol alt ekstremite ampute hastalarında motor imgeleme HbO kontrast haritaları 56
Çizelge 4.21. A3 motor imgeleme HbO kontrast haritaları 58
Çizelge 4.22. A6 motor imgeleme HbO kontrast haritaları 61
Çizelge 4.23. A7 motor imgeleme HbO kontrast haritaları 64
Çizelge 4.24. R1 motor imgeleme HbO kontrast haritaları 65
Çizelge 4.25. Kontrol grubu motor hareketler ve motor imgeleme HbO kontrast haritaları 69

1. GİRİŞ

Doğal afetler, motorlu araç kazaları ve kötü huylu hastalıklardaki artışla birlikte, travmatik uzuv yaralanması olan hastaların sayısı giderek artmaktadır (Barbosa vd., 2016). Amputasyon, bir veya daha fazla kemiğin ya da kemik parçasının çıkarılması işlemidir. Periferik damar hastalıkları travma, tümör, sinir yaralanmaları, enfeksiyon, termal zararlar, konjenital malformasyonlar, kozmetik nedenler gibi birçok sebep sonucunda ampütasyon meydana gelebilmektedir (Zambudio Periago, 2009). Çeşitli seviyelerde gerçekleşen ampütasyonlar rehabilitasyon sürecinde bazı dönemlerden geçerler. Replantasyon cerrahisi ise; travma sonrası kopan vücudun uç kısımlarının tekrar yerine iade edilmesini içeren geniş bir tanımdır. Travmatik olarak kesilen alt ekstremitenin replantasyonu teknik olarak uygulanabilir bir cerrahi girişimdir (Gayle vd., 1991). Alt ekstremite amputasyonundan sonra yapısal asimetri nedeniyle motor kontrol ve koordinasyonunda zorluklar yaşanmaktadır (Rueda vd., 2013). Dolayısıyla operasyonlar sonucunda rehabilitasyon dönemi ve protez uygulamasıyla amputelerin fonksiyonel durumu kademeli olarak eski haline getirilmeye çalışılmaktadır (Soares vd., 2009; Rusaw ve Ramstrand, 2011).

Ampütasyonun etkileri tartışılırken beyin fonksiyonlarının da detaylı şekilde analizi önemlidir. Çünkü çeşitli seviyelerde gerçekleşen ampütasyonlar sonrasında beyinde dinamik değişiklikler meydana gelir (Nasri vd., 2024). İnsan motor sistemi, kullanılan uzuv sayısı, takip edilen yörünge sayısı ve dış uyaranlara göre zamanlama dahil olmak üzere farklı hareket dizilerini dinamik olarak kontrol eder (Wolpert ve Ghahramani, 2000). Duyusal girdilerin (MacIver vd., 2008) veya istemli kontrolün (Raffin vd., 2016) kaybıyla tetiklenen bu durum kortekslerdeki bir tür maladaptif esneklik olarak yorumlanmıştır. Beynin bir seviyeye kadar kendini onarmada olağanüstü bir kapasitesi vardır (Chen vd., 2015; Pascual-Leone vd., 2005, 2011). Nöroplastisite; deneyime yanıt merkezi sinir sistemi içindeki beyin yapısının, fonksiyonunun ve bağlantısının yeniden düzenlenmesi olarak tanımlanabilir (Pascual-Leone et al., 2005). Ampütasyon nedeniyle periferik sinir sisteminin kısmen kesilmesi, sinir sisteminin yeniden şekillenmesiyle sonuçlanacağından (Williams vd., 2016) beyin dinamikleri ve kas aktivasyon değişiklikleri meydana gelecektir. Bu da beynin duyusal ve motor bölgelerinde fonksiyonel yeniden organizasyona neden olabilir. Ampütasyon, birincil motor korteks, birincil somatosensoriyel korteks, tamamlayıcı motor alanı, bazal gangliyonlar, talamus ve beyincikteki bağlantının azalmasına neden olur. Bağlantıdaki bu değişiklikler motor kontrol ve dengenin azalmasına yol açarak alt ekstremite amputasyonu olan kişilerin günlük aktivite performansını daha da karmaşık hale getirir (Molina-Rueda et al., 2019). Ayrıca ampütasyona sahip kişilerde vücutlarındaki eksik kısmı hala var olduğu algısı "hayali duygular" olarak tanımlanır (Ramachandran ve Hirstein, 1998) ve bu hayalet duyular ağrı içerebilir. Bir sensorimotor ağındaki fantom ekstremite duyuları olan ama ağrısız alt ekstremite ampütasyonlarında, dokunsal rezidüel ekstremite stimülasyonu ve 3T fonksiyonel manyetik rezonans görüntüleme kullanılarak fonksiyonel bağlantı değişiklikleri tanımlanmıştır. Bunun sonucunda primer ile sekonder somatosensoriyel alanları ve motor alanlarında değişiklikler tespit edilmiştir (Bramati vd., 2019).

Üst ekstremite amputasyonunu takiben beyin fonksiyonel yeniden organizasyonunu inceleyen çalışmalar olmasına rağmen alt ekstremite amputasyonu olan kişilerde meydana gelen beyin değişikliklerinin anlaşılması sınırlıdır (Molina-Rueda vd., 2019). Beyin yeniden düzenleme desenleri, üst ve alt uzuvlar arasındaki işlevler ve temsillerdeki farklılaşma nedeniyle ampütasyonlarda önemli ölçüde değişebilir. Simoes ve arkadaşlarının (2012) yaptığı fonksiyonel manyetik rezonans görüntüleme (fMRI) çalışmasında alt ekstremite amputasyonu geçiren hastalarda kortikal topografinin yeniden haritalanması, deafferent yarımkürenin sensörimotor korteksteki güdüğün aktivasyon haritalarının genişlemesi gözlemlenmiştir. Dolayısıyla aktivasyon haritalarının gövde ve üst uzuvları temsil eden komşu bölgelere yayılması sensörimotor korteksteki nöroplastik değişikliklere neden olduğunu göstermiştir. Bu nöral mekanizmaların anlaşılması yeni protezlerin ve rehabilitasyonların geliştirilmesi için teorik olarak bilgi sağlaması açısından kritik bir öneme sahiptir. Dolayısıyla amputelerde beyin plastisitesini anlamak ve daha kesin sonuçlar sağlamak için, ampütasyon sonrası duyu-motor korteks nöral aktivitesine dahil olan mekanizmaları tanımlayacak ileri teknolojilere ihtiyaç vardır. Buradan yola çıkarak çalışmamızda fonksiyonel manyetik rezonans görüntüleme (fMRI) ve pozitron emisyon tomografisinden (PET) daha yüksek zamansal çözünürlüğe ve elektroensefalogramdan (EEG) ise daha iyi uzamsal çözünürlüğe sahip olan fonksiyonel yakın kızılötesi spektroskopi (fNIRS) kullanılmıştır (Hoshi, 2005; Koch vd., 2008; Quaresima ve Ferrari, 2016; 2019).

Alt ekstremite problemlerinde aşağıdaki soruların yanıtlanması bu özel hasta gruplarının deneysel bir prosedürde beraber değerlendirilmesiyle aydınlatılabilir.

- Motor hareket gelişimi duysal alanları nasıl değiştirir? Hastanın uzuvla ilişkili temsil alanları değişir mi? Bu hastalık grupları ve seviyeleri arasında farklılık gösterir mi?
- Alt ekstremite problemi sebebiyle gerçekleştiremediği bir hareketi gerçekleştirdiğini imgelemek farklı ampute ve replant hastalarında olayın oluş zamanı ve odağı ile değerlendirildiğinde nasıl bir korteks aktivasyonu yaratmaktadır?
- Bir hastanın beyin aktivitesi klinik ortam dışında görüntülenip analiz edildiğinde duysal ve motor tepkileri nasıl değişmektedir?
- Fonksiyonel yakın kızılötesi spektroskopinin (fNIRS) çoklu alt ekstremite motor hareketlerde performansı nasıldır?

Bu amaç doğrultusunda çalışma kurgulanırken, kliniğe gelen özel vakalarda bu çalışmanın önemini ortaya koymaktadır. Yukarıda maddelerde sıralanan sorulara verilecek yanıtların yanı sıra ampütasyon ve replantasyonda beyin aktivitesini değiştiren parametrelerin belirlenmesi ve bunların detaylı analiz edilmesinin cerrahi operasyon ve rehabilitasyon süreçlerinde önemli olduğu, hatta daha sonra geliştirilecek robotik sistemlerde daha adaptif robotik çözümler yaratılmasını da destekleyeceği öngörülmüştür.

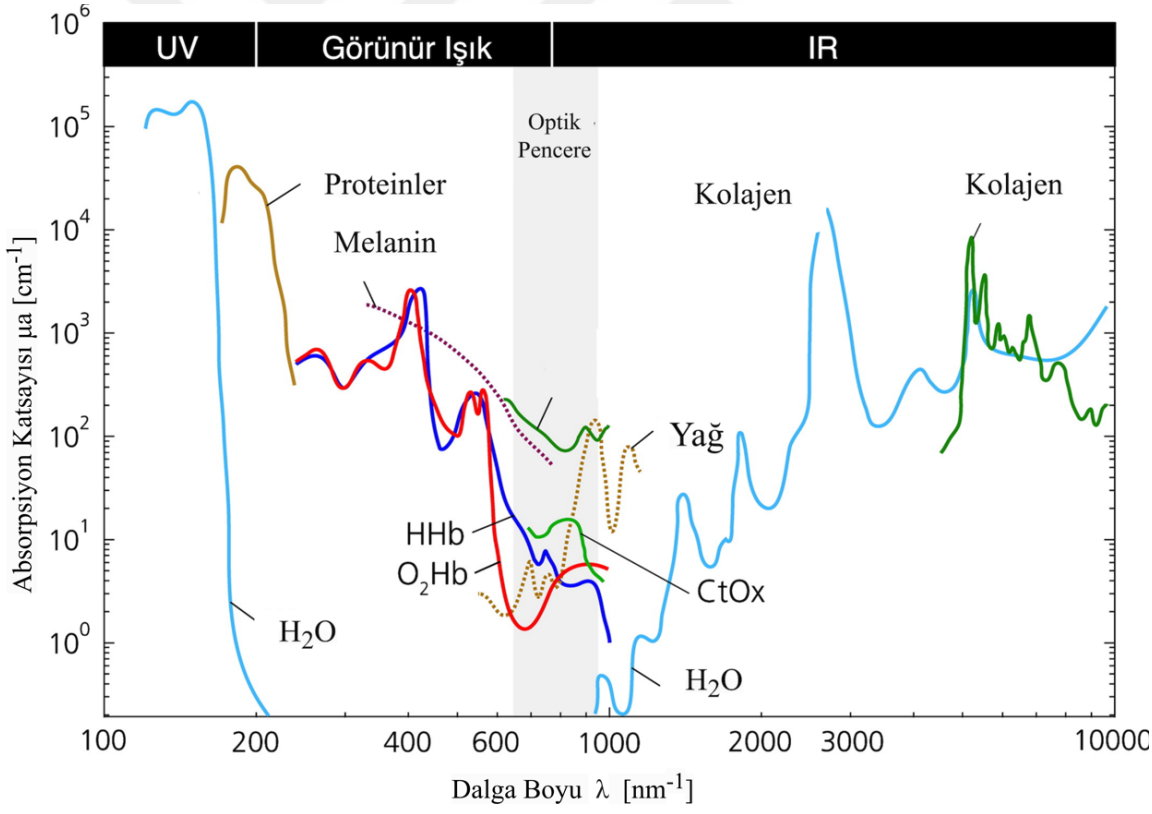
2. KAYNAK TARAMASI

2.1. Fonksiyonel Yakın Kızılötesi Spektroskopisi (fNIRS)

Yakın kızılötesi ışığın biyolojik dokular üzerindeki absorpsiyon özellikleri 19. yüzyıldan itibaren incelenmiş ve meme, baş, testisler gibi insan dokularında invazif olmayan şekilde kullanılmıştır (Bright, 1831; Curling, 1856; Cutler, 1929). Bunun üzerine çalışmalar uzun süre duraksama yaşadıktan sonra 1930'larda doku oksijenasyonunun spektroskopik belirlenmesine yönelik çalışmalar tekrar ivme kazanmıştır. Matthes ve Gross insan dokusunda oksi-hemoglobin (O_2Hb) ve deoksi-hemoglobin (HHb)'nin spektropik tayinini 2 dalga boyunu kullanarak ilk kez göstermiştir (K Matthes ve Gross, 1938a, 1938b). Beer Lambert yasasının ilk olarak 1729 yılında Bourguer tarafından keşfedilmesiyle (Bouguer, 1729), 1852 yılında Beer tarafından konsantrasyonları nicelemek için genişletilmiştir (Beer, 1852). Ancak Beer-Lambert yasası yalnızca saçılmayan ortamlarda geçerlidir. İlerleyen süreçlerde ışığın beyin korteksine nüfuz ederken saçılmasını dikkate alarak NIRS sinyallerinin edinimini beyin oksijenasyonuna ilişkilendiren matematiksel yöntem geliştirilmiştir. Bu tür model Değiştirilmiş Beer-Lambert yasası (MBLL) olarak bilinmektedir (Delpy vd., 1988). 1977 yılında Jöpsis, kafatası dahil olmak üzere dokuların yakın kızılötesi aralıkta göreceli saydamlığına dayanarak ilk kez O_2Hb ve HHb konsantrasyonlarının sürekli ve invazif olmayan şekilde izlenmesinin mümkün olduğunu göstermiştir (Jöbsis, 1977). 1993 yılı fNIRS gelişiminde kritik dönüm noktası olmuştur. Çeşitli araştırma grupları fNIRS'ın beyin aktivitesini non-invaziv olarak ölçülebildiğini göstermişlerdir (Chance vd., 1993; Hoshi ve Tamura, 1993; Kato vd., 1993; Villringer vd., 1993). Beyin aktivitesi nörovasküler bağlantı nedeniyle kan akışına yol açarak oksijen tüketimini arttırır. Bu fNIRS ile tespit edilebilen yerel O_2Hb ve HHb konsantrasyonları değişikliği oluşturur (Wolf vd., 2002). Bu tarihsel sürecin sonucunda non-invaziv beyin görüntüleme tekniği olan fNIRS günümüzde kullanılmaya başlanmıştır.

fNIRS, nörovasküler kuplaj ve optik spektroskopi teorisine dayanan bir nörogörüntüleme tekniği olup (Villringer ve Chance, 1997; Leff vd., 2011; D. A. Boas vd., 2014), nöral aktiviteyle birlikte oksijen metabolizmasının artmasına ve serebral hemodinamikte lokal değişimlere neden olarak O_2Hb seviyesinin yükselmesi ve HHb seviyesinin düşmesi ile karakterizedir (Scholkmann vd., 2014; Pinti vd., 2020). fMRI yerine düşük maliyetli bir alternatif sağlamasıyla oldukça büyük öneme sahiptir (Villringer ve Chance, 1997; Strangman, Boas, vd., 2002). fNIRS, nöron ateşlemelerinin neden olduğu lokal kılcal ağdaki kan akışı değişikliklerini ölçer. Hemoglobin bir oksijen taşıyıcısı olduğundan, nöronal bir aktivasyondan sonra O_2Hb ve HHb konsantrasyon seviyelerindeki değişiklikler ilgili nöronal ateşlemelerle ilişkilendirilebilir. fNIRS kortekste bulunan hemoglobindeki konsantrasyon değişikliklerini ölçmek için yakın kızılötesi aralıktaki ışığı kullanan bir nörogörüntüleme yöntemi olduğundan yakın kızılötesi (NIR) spektral aralığındaki ~650–950 nm, aralığında 'optik pencere' olarak adlandırılan kısım kritik bir öneme sahiptir. Çünkü bu aralıktaki ışık, biyolojik dokuya nispeten derinden (birkaç santimetre) yayılır ve NIR ışığı; su, hemoglobin, kolajen ve proteinler tarafından yalnızca zayıf bir şekilde emilir (Şekil 2.1). 650 nm'nin altındaki ışık, esas olarak hemoglobin tarafından ve 950 nm'nin üzerindeki ışık ise su tarafından emilir. 'Optik pencere' spektral aralığında, O_2Hb ve HHb'nin emilim spektrumlarında farklı minimum ve maksimumlara sahiptir. Ancak ~ 800 nm'de izobestik bir nokta vardır (Zijlstra vd., 2021). Burada O_2Hb

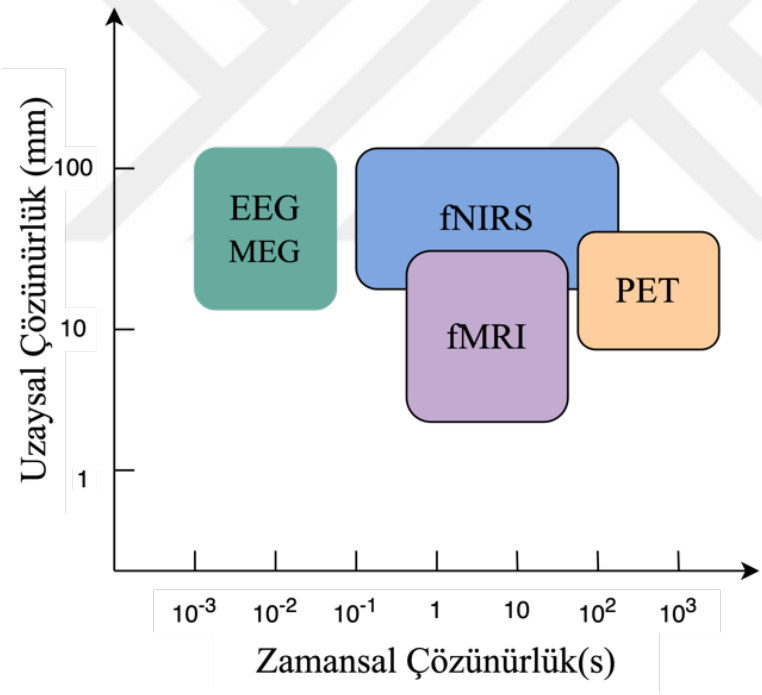
ve HHb aynı emilim katsayısına sahiptir (Şekil 2.1). Diğer maddeler bu aralıkta daha yüksek emilim katsayılarına sahip olsa da bunlar yalnızca nispeten düşük konsantrasyonlarda bulunur ve dolayısıyla O_2Hb ve HHb ana emiciler olarak kabul edilebilir. Bu nedenle, NIR spektral aralığı [O_2Hb] ve [HHb]'deki değişiklikleri invaziv olmayan bir şekilde belirlemek için oldukça uygundur (Scholkmann vd., 2014). fNIRS uygulanırken, yakın kızılötesi spektrumdaki farklı dalga boylarına sahip ışık, kafa derisindeki bir kaynak tarafından yayılır ve farklı katmanlardan (kafatası, beyin omurilik sıvısı) geçtikten sonra bu ışık nöronal dokuya ulaşır (Bunce vd., 2006; Izzetoglu vd., 2007). Dokunun içinde ışık zayıflamaya sebep olan emilim ve saçılmaya uğrar (Izzetoglu vd., 2007). O_2Hb ve HHb'deki kortikal konsantrasyon değişiklikleri bölgesel beyin aktivasyonunun dolaylı bir göstergesi olarak kullanılır (Herold, Wiegel, vd., 2017). Sonuç olarak kızılötesi ışık dokuya yayılır ve sonunda bir kısmı yüzeye geri saçılır ve foton dedektörü tarafından toplanır. Saptanan zayıflatılmış ışık, emilim ve saçılmanın hakim olduğu ışık doku etkileşiminin bir sonucu olarak beyin aktivitesi hakkında bilgi kodlar. Şekil 2.1'de 100 nm ile 10.000 nm arasındaki bölgedeki O_2Hb, HHb, proteinler, su, kolajen, yağ ve sitokrom oksidaz (CtOx) için spektrumlar gösterilmektedir. Spektrumlar mM cinsinden özgül konsantrasyona göre verilmiştir (Obrig, Wenzel, vd., 2000; Vogel ve Venugopalan, 2003; Uludağ vd., 2004; Van Veen vd., 2004; Ward vd., 2006; Taroni vd., 2007; Scholkmann vd., 2014).



Şekil 2.1. İnsan dokusunda bulunan farklı kromoforların doğal logaritma bazlı absorpsiyon spektrumları

fNIRS'in en karakteristik özelliği taşınabilirliğidir: Modern fNIRS sistemlerinde son teknolojik gelişmeler, giderek minyatür, kablosuz ve pille çalışan cihazlarla sonuçlanmıştır (Ayaz vd., 2013; McKendrick vd., 2016). Bu, açık havada ve diğer çeşitli

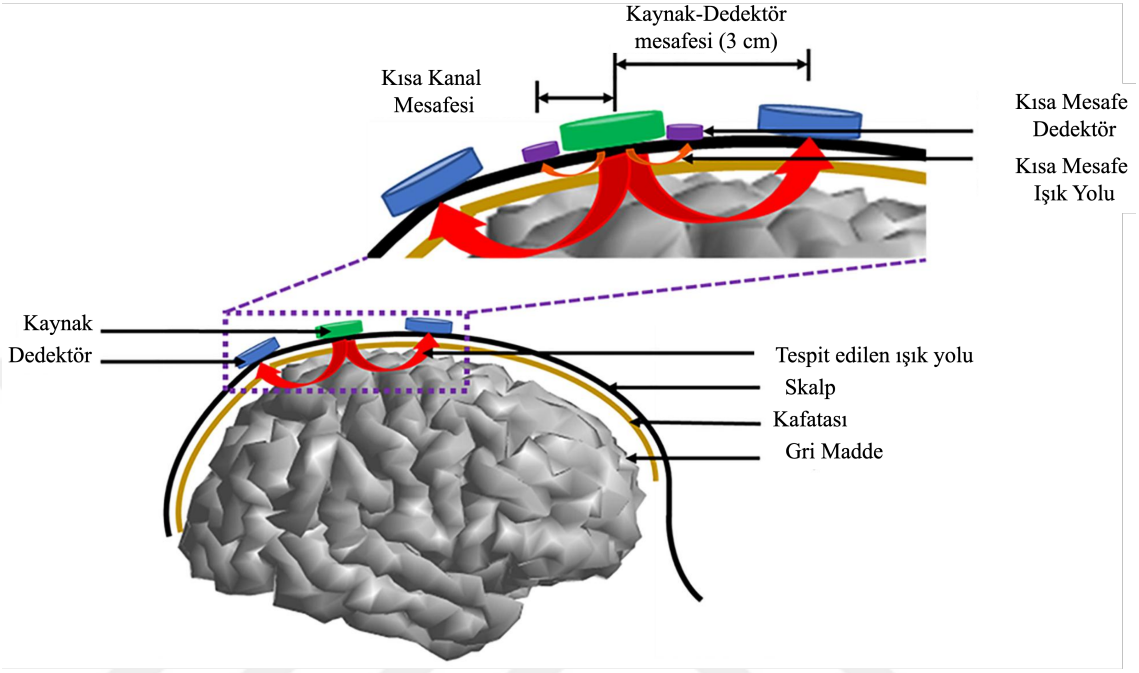
ayakta yapılan çalışmalar da dahil olmak üzere, sınırlandırılmamış ortamlardaki nörobilişsel süreçlerin çalışılmasındaki ilerlemelere olanak sağlamıştır (Balardin, Zimeo Morais, Furucho, Trambaiolli, Vanzella, Biazoli, vd., 2017; McKendrick vd., 2017). Ayrıca laboratuvar çalışmalarını daha gerçekçi günlük ortamlara ve klinik ortamlara dönüştürerek araştırmalara izin verme potansiyeli ile öne çıkmaktadır (Irani vd., 2007). Son yıllarda egzersiz sırasında insan serebral korteksinin aktivasyon modellerini incelemek için fNIRS kullanılmıştır (Pinti et al., 2020; Menant et al., 2020). fNIRS'in işitme cihazları, kalp pilleri veya koklear implantlar gibi ortak elektrikli veya manyetik cihazlara duyarsızlığı da fMRI'ın sınırlı olduğu yerlerde önemli bir avantaj olarak işlev görür (Quaresima ve Ferrari, 2016). Diğer tekniklere kıyasla taşınabilir, hareket artefaktlarına dayanıklı bir yöntem olmasıyla fNIRS'ın kullanımı özellikle alt ekstremite çalışmalarında büyük bir avantaja sahiptir (Hoshi, 2005; Quaresima ve Ferrari, 2016). Ayrıca fNIRS, fMRI BOLD (Kan Oksijen Seviyesi Bağımlı) ölçümleriyle en yüksek korelasyon ile güvenilir sonuçlar sağlamıştır (Strangman, Culver, vd., 2002). Özellikle bebekler gibi sabit durmanın çok zor olabileceği popülasyonlar için çekici bir alternatif haline gelmiştir. Diğer tekniklerle karşılaştırıldığında, fNIRS düşük maliyetli, kompakt ve tatmin edici mekansal ve zamansal çözünürlükler sunmasıyla iyi bilinmektedir (Chaudhary, 2025) (Şekil 2.2).



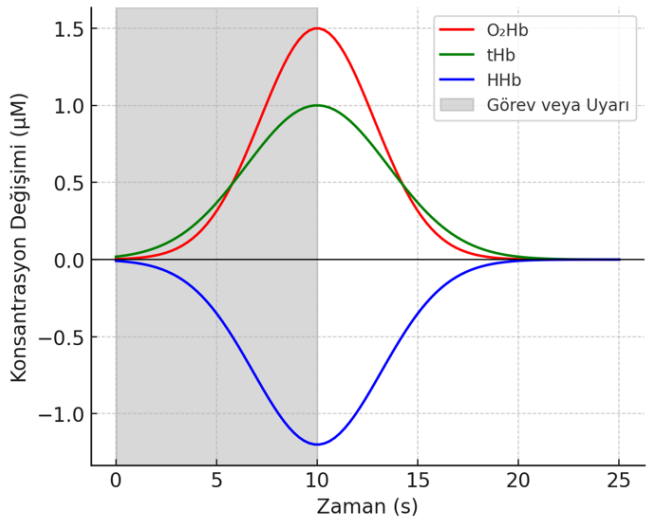
Şekil 2.2. fNIRS ve diğer tekniklerin zamansal ve uzaysal karşılaştırması

Kortikal alanlardan gelen hemodinamik yanıt sinyallerini ölçmek için, yaklaşık 3 cm'lik bir yayıcı-dedektör ayrımı önerilmektedir (Gagnon vd., 2012). 1 cm'den daha az bir ayrım sadece deri tabakası katkısını içerirken, 5 cm'den fazla bir ayrım zayıf ve dolayısıyla kullanılamaz sinyallerle sonuçlanabilmektedir (Gratton vd., 2006). Şekil 2.3'de iki kanallı kaynak-dedektör çift yerleşimi gösterilmiştir (W.-L. Chen vd., 2020). fNIRS ile ölçülen hemodinamik yanıt nispeten yavaştır. Uyarandan sonra, yanıt 2-3 saniye sonra ortaya çıkar ve yaklaşık 5-10 saniye sonra zirve yapmaktadır (Şekil 2.4.).

Buna hemodinamik gecikme de denir. Bu nedenle, deney tasarlanırken, uyaran ve dinlenme sürelerinin uzunluğuna karar verirken bu gecikme dikkate alınmalıdır. Ayrıca fNIRS ile ölçüm yaparken, fizyolojik karışıklıklar hemodinamik sinyal üzerinde etkiye sahip olabileceğinden tekrarlı kayıtlar alınmalıdır.

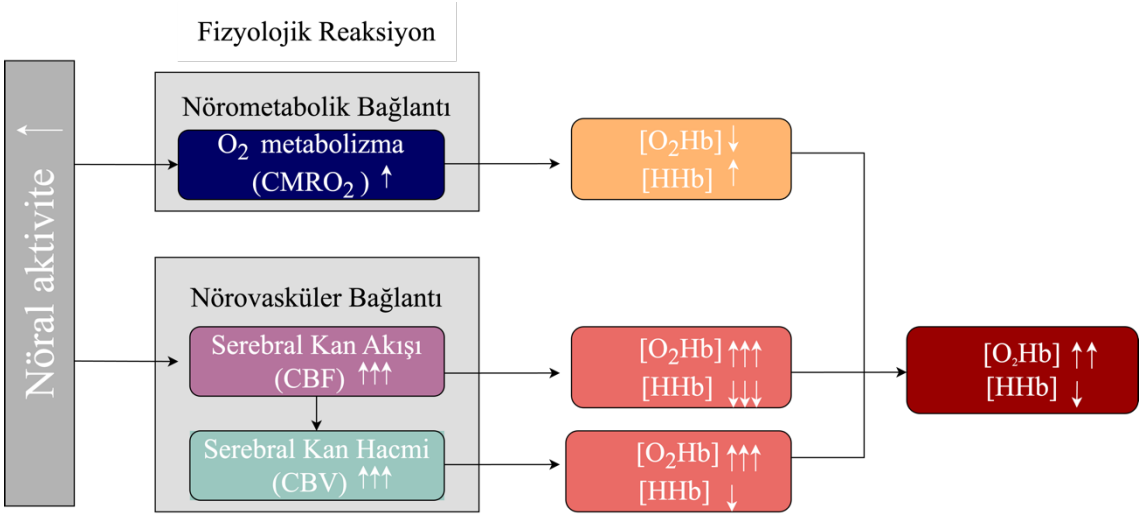


Şekil 2.3. Saç derisinde iki kanallı kaynak-dedektör çifti yerleşimi



Şekil 2.4. fNIRS ile ölçülen hemodinamik yanıtın gösterimi
O_2Hb'deki maksimum artışa, yaklaşık 5 saniye sonra ulaşılır (Scholkmann vd., 2014).

fNIRS sinyallerindeki fonksiyonel beyin aktivitesi uyarılmış lokal nörovasküler bağlantıdan kaynaklanır (Buxton, 2012; Devor vd., 2012) ve doğrudan fonksiyonel beyin aktivitesiyle ilişkilidir. Şekil 2.5 bu fizyolojik süreçleri görselleştirilmektedir (Buxton, 2012; Devor vd., 2012; Scholkmann vd., 2014).



Şekil 2.5. Artan beyin aktivitesi durumunda serebral hemodinamik ve oksijenasyon değişiklikleri

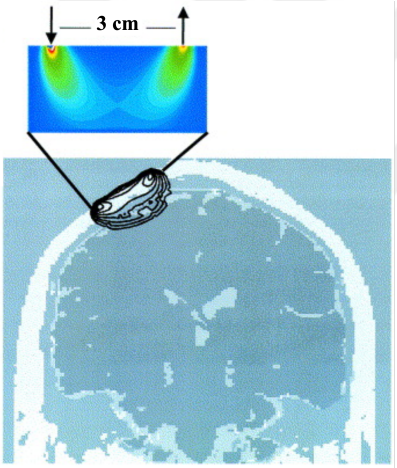
2.1.1. Değiştirilmiş Beer-Lambert yasası

Absorbe eden bileşiklerin konsantrasyon değişimlerini nicelleştirmek için, dokudan yayılan ışığın modellenmesi gerekmektedir. Modifiye Beer-Lambert Yasası (MBLL), tam foton yayılım teorisinin geleneksel bir yaklaşımı olup yüksek saçılmaya sahip bir ortamda optik zayıflamayı açıklayan ampirik bir modeldir (Delpy vd., 1988). Absorbe eden bir bileşiğin konsantrasyonundaki değişim, tespit edilen ışık yoğunluğunun değişmesine neden olur ve MBLL'ye göre, bu konsantrasyon değişimi, değişim sırasında tespit edilen ışık yoğunluğunun değişim öncesindeki ışık yoğunluğuna oranının logaritması ile orantılıdır. Bu orantı katsayısı iki temel bileşenden oluşur:

1. Dokudan saçılarak geçen ışığın gerçek yol uzunluğu, kaynak-detektör mesafesinin diferansiyel yol uzunluğu faktörü (DPF) ile çarpımı olarak ifade edilir.
2. Absorbe eden bileşiğin ekstinksiyon (sönüm) katsayısı, yani belirli bir dalga boyunda ışık emme kapasitesidir.

Birden fazla kromoforun (örneğin, oksihemoglobin (O_2Hb) ve deoksihemoglobin (HHb) katkısını belirleyebilmek için, her bir kromoforun çözünmesi için bir veya daha fazla dalga boyunda ölçüm yapılması gerekmektedir. Örneğin, iki farklı dalga boyunda ışık yoğunluğu değişimini ölçerek ve ilgili dalga boylarında oksihemoglobin ε_{O_2Hb} ve deoksihemoglobin ε_{HHb} için bilinen ekstinksiyon katsayılarını kullanarak, O_2Hb ve HHb konsantrasyon değişimleri ayrı ayrı belirlenebilir. Bu yöntem, iki bilinmeyenli iki denklem çözülerek gerçekleştirilir ve daha fazla dalga boyu kullanılarak da genelleştirilebilir (Cope vd., 1991). MBLL yöntemi, hemoglobin konsantrasyon değişimlerini hesaplamak için kullanılan temel bir yaklaşımdır. Ancak, bu modelin doğruluğu, ışık kaynağı ve dedektör konumuna göre değişimin mekânsal dağılımını bilmeye bağlıdır. Bu bilgi eksik olduğunda, değişimlerin ölçüm bölgesinde homojen olduğu varsayılır. Ancak, fonksiyonel beyin aktivitesi ölçümlerinde bu varsayım genellikle geçerli değildir. Yetişkin bir insanın saçlı deri ve kafatası kalınlığı 1-2 cm

arasında değişirken, fMRI taramaları bu katmanlarda hemodinamik değişimlerin genellikle ihmal edilebilir düzeyde olduğunu göstermektedir. Bu da ölçüm yapılan bölgede hemoglobin değişiminin homojen değil, daha çok lokalize olduğunu ortaya koymaktadır. Bu durum MBLL yönteminin bazı sınırlamaları olduğunu gösterse de yapılan çalışmalar bu yöntemin diğer izleme teknikleriyle tutarlı sonuçlar verdiğini ve hata oranının %10'un altında kaldığını göstermektedir. Bu tür hataları azaltmak için görüntüleme cihazları ve veri işleme algoritmaları kullanılarak, ölçümlerin daha doğru ve mekânsal olarak tutarlı bir şekilde analiz edilmesi sağlanabilir (Strangman, Boas, vd., 2002). Homojen ve yüksek saçılma özelliğine sahip bir ortamda, sürekli dalga (CW) yöntemiyle yapılan ölçümde ışık duyarlılık haritaları oluşturulmaktadır. Bu haritalar, ışığın ortam içinde nasıl yayıldığını ve tespit edilen fotonların mekânsal dağılımını görselleştirmektedir. İnsan başında ışığın yayılımını incelemek için anatomik MRI taramaları gerçekleştirilmiş ve 1 mm'lik voksel çözünürlüğü ile segmentlere ayrılmıştır. Bu segmentler hava, kafa derisi, kafatası, beyin omurilik sıvısı ve beyin dokusu olarak sınıflandırılmış, her bir dokunun farklı optik özellikleri dikkate alınarak 3D ışık yayılım analizleri yapılmıştır. Şekil 2.6'da kaynak-detektör konumlandırmasına bağlı olarak ışığın kafa içindeki mekansal dağılımı incelenmiş ve ışık akısının farklı dokular içinde nasıl yayıldığı belirlenmiştir (Strangman, Boas, vd., 2002).



Şekil 2.6. Kaynak-detektör konumlandırmasına bağlı olarak ışığın kafa içindeki mekânsal dağılımı

Haritalarda, ışık kaynağı ve dedektör konumları belirtilmiş olup, renk skalası belirli bir noktaya ulaşan foton yoğunluğunu göstermektedir. Beyaz, kırmızı ve sarı renkler en yüksek foton sayılarını temsil ederken, mavi ve mor tonlar daha düşük duyarlılık bölgelerini ifade etmektedir. Kontur çizgileri, her yarım mertebede bir çizilerek NIRS cihazının duyarlılık sınırlarını göstermektedir (Strangman, Boas, vd., 2002).

MBLL (Delpy vd., 1988) saçılmaya bağlı ışık yoğunluğu kaybını temsil eden bir parametre olan G ekleyerek Beer-Lambert yasasını genişletmektedir. Bu yasa, dokudaki ışık yoğunluğu kaybını (I) (optik yoğunluk OD, birimsiz) kromofor konsantrasyonları (c, $[M]$), molar sönüm katsayıları ($\varepsilon, M^{-1}\, cm^{-1}$), diferansiyel yol uzunluğu faktörü (DPF, birimsiz; ışık saçılımı (μs′) nedeniyle ışığın kat ettiği artan mesafeyi hesaba katar), kaynak dedektör mesafesi (d, $[cm]$), ve G (birimsiz) gibi parametreler bir fonksiyonu olarak tanımlamaktadır (Denklem 2.1).

$$OD(t,\lambda) = -log_{10}\left(\frac{I(t,\lambda)}{I_0(t,\lambda)}\right) = \sum_i \varepsilon_i(\lambda) c_i(t) DPF(\lambda) + G(\lambda) \quad (2.1)$$

Buradaki i indeksi genellikle [O₂Hb] ve [HHb] olmak üzere incelenen tüm kromoforları ifade etmektedir. I_0, yayılan ışığın yoğunluğunu temsil etmektedir. Ayrıca Denklem 2.1'de 10 tabanında logaritma kullanıldığını ($I = I_0\, 10^{-\varepsilon c d}$) ve bu nedenle doğal algoritma ile ilişkili olan emilim katsayıları yerine molar sönüm katsayılarını kullanıldığını belirtmek gerekir. Her iki katsayı belirli bir konsantrasyon ($\mu M / mM$) ve mesafe (cm) başına emilim seviyesini temsil eder, ancak aralarında $ln10$ faktörüyle farklılık göstermektedir (Matcher vd., 1994; UCL Department of Medical Physics and Bioengineering, t.y.). Saçılmadaki değişimin, emilimdeki değişime kıyasla küçük olduğu varsayıldığında, G'nin zamana göre değişmez olduğu varsayılabilir. Bu nedenle t_0 başlangıç noktasından t_1 zaman noktasına optik yoğunluk değişimi ($\Delta OD(\Delta t, \lambda) = OD(t_1, \lambda) - OD(t_0, \lambda)$) belirlenirken ihmal edilebilir. Ayrıca yayılan ışık yoğunluğu I_0 'ın sabit olduğunu, bu nedenle bu terimin birbirini götürdüğü varsayılmaktadır.

$$\Delta OD(t,\lambda) = -log_{10}\left(\frac{I(t_1,\lambda)}{I(t_0,\lambda)}\right) = \sum_i \varepsilon_i(\lambda)\, \Delta c_i\, DPF(\lambda)\, d \quad (2.2)$$

Burada $\Delta c_i = c_i(t_1) - c_i(t_0)$ kromofor konsantrasyonundaki zamansal değişimdir. MBLL, homojen dokuda [O₂Hb] ve [HHb]'deki homojen değiştiği varsayımıyla geçerlidir. Ancak daha önce belirtildiği gibi, bu yaklaşım kafa ölçümleri için geçerli değildir (D. A. Boas vd., 2001; Obrig ve Villringer, 2003). Kafanın heterojen yapısı sabit kalır ve büyük ölçüde G parametresi tarafından karşılanır; bu da konsantrasyon değişimlerini ölçerken elimine edilir. Bununla birlikte [O₂Hb] ve [HHb] konsantrasyon değişimlerinin homojen olmaması, yani deri ve kafatası gibi diğer dokularda değil sadece beyinde meydana gelmesi, kantifikasyon hatalarına yol açar. Bu hata MBLL'nin [O₂Hb] ve [HHb] değişimlerini önemli ölçüde olduğundan düşük tahmin etmesine neden olur. Teorik olarak, bu hata kısmi diferasyonel yol uzunluklarını hesaba katarak düzeltilebilir (Hiraoka vd., 1993) ancak bu düzeltme uygulanmaz. Bunun nedeni sinyallerin doğru olması ve beyin araştırmalarında kantifikasyonun kritik olmamasıdır; önemli olan aksiyonun olup olmadığını, nerede meydana geldiğini belirlemek ve farklı bölgeler veya uyarım paradigmaları arasında karşılaştırmalar yapabilmektedir.

DPF'nin yaşa, cinsiyete ve dalga boyuna bağlı olduğu ve bireyler (Essenpreis vd., 1993; Duncan vd., 1996) ile farklı dokular (Duncan vd., 1995) arasında değişkenlik gösterdiği tespit edilmiştir. Örneğin, Duncan ve ark. tarafından 100 yetişkin birey üzerinde yapılan bir çalışmada, ortalama DPF değeri 6,53 ± 0,99 olarak belirlenmiş ve bireyler arasındaki değişkenliğin %15 olduğu gösterilmiştir. DPF, konsantrasyon değişimi ile ters orantılı olduğundan, bu durum bireysel bir denek için konsantrasyon değişiminin tahmininde %15 hata payına yol açmaktadır. Bu hata, DPF'yi doğrudan ölçebilen zamanla çözümlü enstrümantasyon veya optik yol uzunluğunu tahmin edebilen geniş bant spektroskopisi kullanılarak düzeltilebilir (Matcher vd., 1994). Ancak, zamanla çözümlü enstrümantasyonun kullanımı daha maliyetli ve karmaşıktır ve kantifikasyonun önemi sınırlıdır. Ayrıca, araştırmaların büyük bir çoğunluğu bireyler veya hastalardan oluşan gruplar üzerinde gerçekleştirilmekte ve sonuçlar grup ortalamaları şeklinde sunulmaktadır. Bu durumda, bireysel değişkenlik kaynaklı hata ortalamaya dahil edilerek etkisini kaybetmektedir. Son olarak hemoglobin konsantrasyonu değişimlerini elde etmek

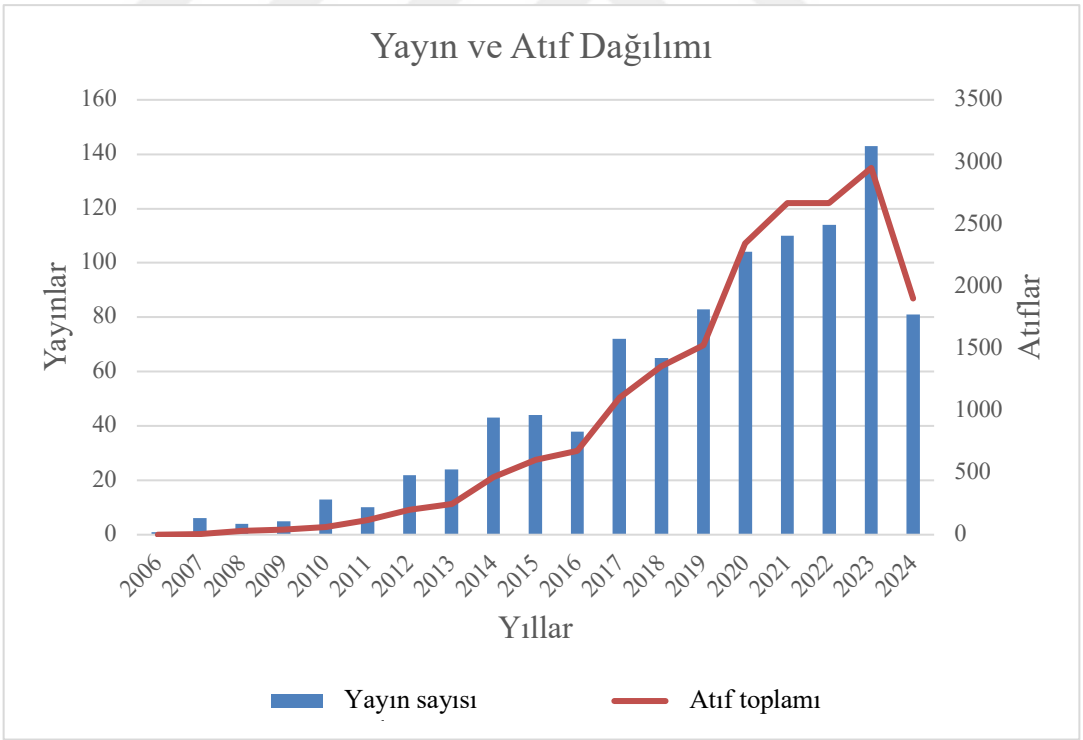
için, Denklem (2.3)'de iki dalga boyunda değerlendirilir ve ortaya çıkan denklem sistemi Δc için çözülür, yani $\Delta[O_2Hb]$ ve $\Delta[HHb]$:

$$\begin{bmatrix}\Delta[\mathrm{HHb}]\\ \Delta[O_2Hb]\end{bmatrix} = (d)^{-1}\begin{bmatrix}\varepsilon_{HHb,\lambda_1} & \varepsilon_{O_2Hb,\lambda_1}\\ \varepsilon_{HHb,\lambda_2} & \varepsilon_{O_2Hb\lambda_2}\end{bmatrix}^{-1}\begin{bmatrix}\Delta\mathrm{OD}(\Delta t,,,\lambda_1)/\mathrm{DPF}(\lambda_1)\\ \Delta\mathrm{OD}(\Delta t,,,\lambda_2)/\mathrm{DPF}(\lambda_2)\end{bmatrix} \quad (2.3)$$

olarak ifade edilir. Dalga boyuna bağlı DPF ve mesafeyi OD matrisine entegre etmek yerine, bu parametreleri soğurma katsayısı matrisine dahil etmek ve ortaya çıkan değerleri belirtmek de yaygın bir yaklaşımdır (Matcher vd., 1995). Ancak, bu değerler yalnızca belirli dalga boylarına sahip belirli bir cihaz için geçerlidir. Aslında, birçok cihaz MBLL'yi kullanmasına rağmen, uygulama cihazdan cihaza farklılık göstermektedir. Ayrıca, MBLL difüzyon yaklaşımından (Sassaroli ve Fantini, 2004) biraz farklı bir biçimde de türetilebilir.

2.1.2. Motor fonksiyonlarda fNIRS

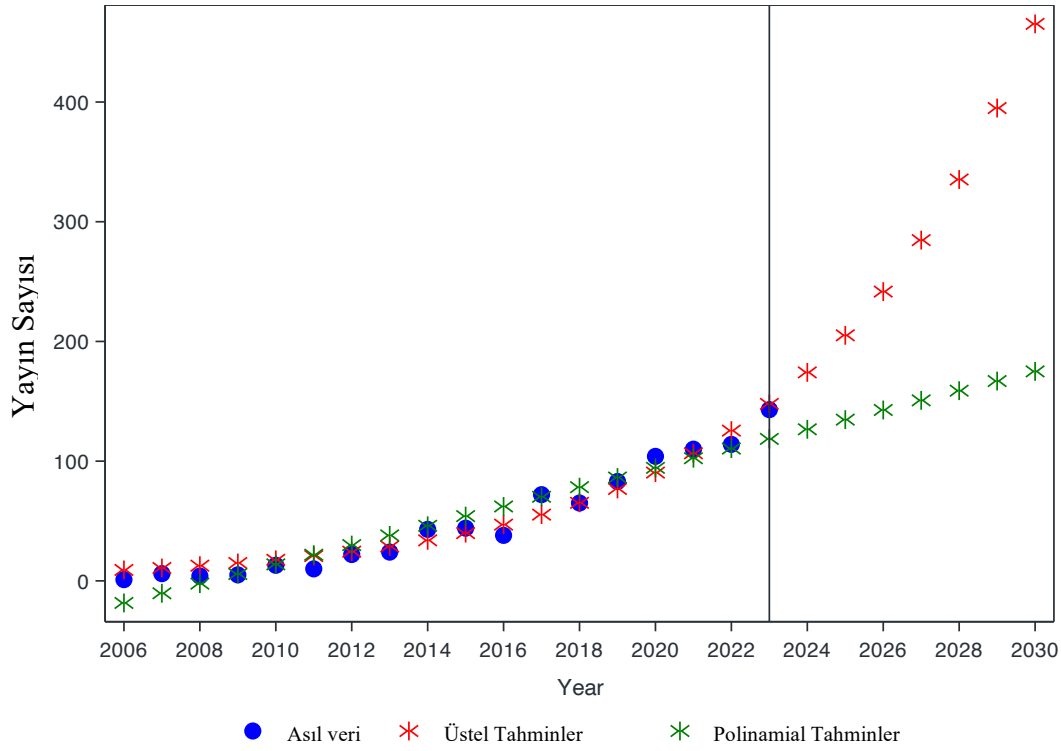
Sinirbilimde, motor hareketlerin beyin tarafından nasıl kontrol edildiği, nörolojik hastalıkları ve beyin esnekliğini anlamak için çok önemlidir. Bu süreçleri anlamak için fNIRS kullanımı giderek daha popüler hale gelmiştir. fNIRS kullanılarak yapılan ekstremite (el, kol, bacak) çalışmaları, motor hareketleri veya motor görüntüleme sırasında beyin aktivitesini inceleyerek motor becerilerin anlaşılması ve rehabilitasyon süreçlerinin geliştirilmesi için önemli bilgiler sağlar.



Şekil 2.7. Yıllara göre yayın ve atıf dağılımı

Bibliyometrik analiz, ayrıntılı araştırmaları haritalama, bilgi yapılarını belirleme ve akademik literatürü önermek için bilimsel ve estetik uygulamaları kullanarak yeni içgörüler sağlama olanağı sunar. Bu yöntem, alandaki araştırmacıların katkılarını değerlendirmek için daha geniş bir kategori yelpazesi sunar (Donthu vd., 2021; Adalı vd.,

t.y.). Motor fonksiyonu ve uzuv hareketlerini anlamak için fNIRS kullanma konusunda içgörüler sunmak amacıyla yaptığımız bir bibliyometrik analiz çalışmasında; fNIRS 'ın 2006 ile 2010 arasındaki sınırlı bir geliştirme döneminden sonra 2010'dan bu yana hızla büyüdüğünü gösterdik. Ayrıca yayın ve atıf sayısı 2021-2022'de zirveye ulaşırken, 2023-2024'te atıflarda önemli bir artış olmuştur. Ortak atıf analizi, 982 yayında toplam 26.950 atıf olduğunu ortaya koyarak, bu çalışmaların bilimsel literatüre önemli bir katkı sağladığını göstermektedir (Şekil 2.7.). Bu çalışmada CiteSpace analizi, yüksek merkeziliğe ve atıf patlamalarına sahip temel makaleleri belirleyerek metodolojik olarak yönlendirilen araştırmaların önemi de vurgulamıştır. Ayrıca üstel ve polinom büyüme eğilimi ve yıllara göre yayın sayılarının tahminleri de verilmiştir (Şekil 2.8.).



Şekil 2.8. Üstel ve Polinom Büyüme Eğilimi ve Yıllara Göre Yayın Sayılarının Tahminleri

2024 yılına kadar motor fonksiyon ve ekstremite araştırmalarıyla ilgili fNIRS yayınlarının beklenen ortalama yıllık büyüme oranı yaklaşık %31,75'tir. 2024 yılına kadar motor fonksiyon ve ekstremite araştırmalarıyla ilgili fNIRS yayınlarının beklenen ortalama yıllık atıf büyüme oranı yaklaşık %42,55 olarak hesaplanmıştır. Yayın ve atıfların yıllık ortalama büyüme oranları karşılaştırıldığında atıf sayısındaki artışın yayın sayısındaki artışı geride bıraktığı ortaya çıkmaktadır. Bu durum bu alana disiplinler arası bir ilgi olduğunu ortaya koymaktadır. Bu sonuçlar fNIRS'in motor ve uzuv araştırmalarındaki öneminin arttığını ve gelecekteki çalışmalar için önemli bir veri aracı olacağını göstermektedir.

2.1.3. Motor imgelemede fNIRS

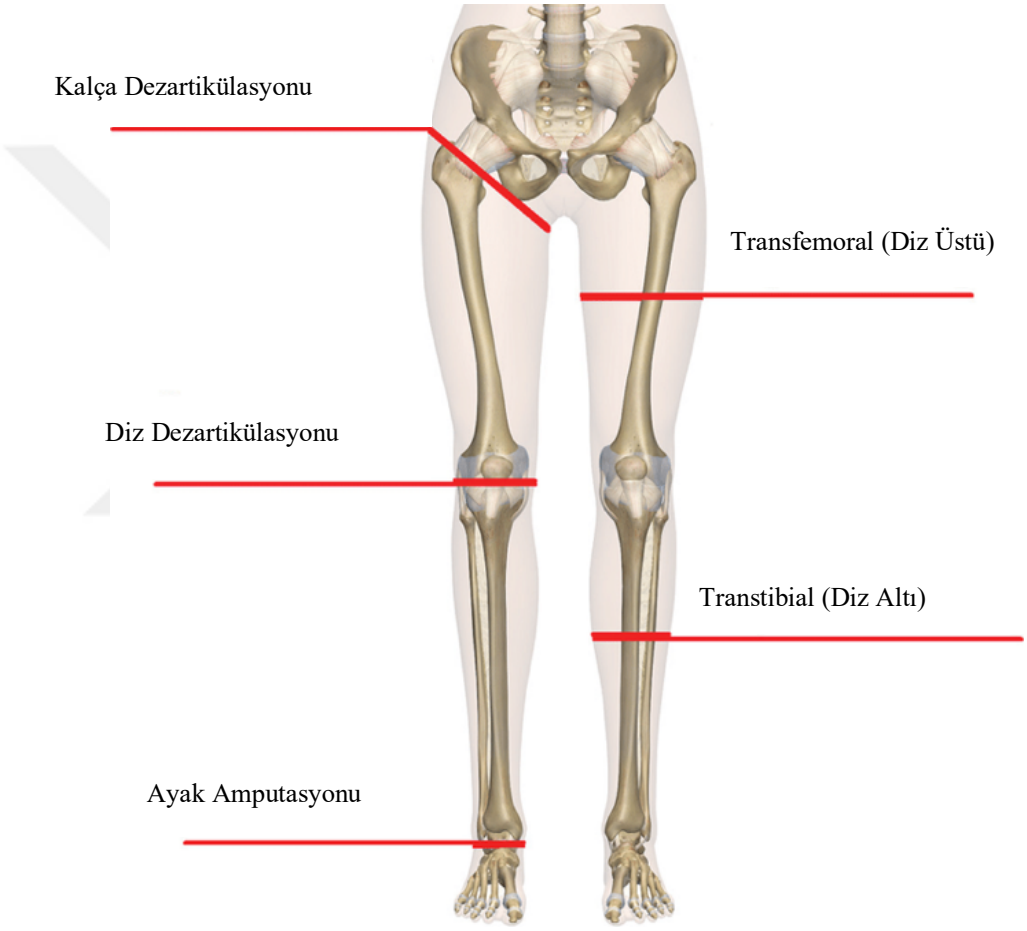
Motor imgeleme (MI), kas kasılması veya bükülmesinin katılımı olmadan kişinin kendi vücut parçasının koordineli hareketini zihinsel olarak hayal etmesi ya da

canlandırmasının bilişsel süreci olarak tanımlanabilir. Dolayısıyla birey hareketi gerçekleştirmeden o hareketi zihninde 'hissederek' planlamaktır. Bu duyusal girdiye uyum sağlamak için beyindeki nöronal bağlantıları fiziksel olarak değiştirebilir; bu durum nöroplastisite adı verilen bir süreçtir (Belda-Lois vd., 2011). MI, kinestetik ve görsel olmak üzere iki bileşenden oluşmaktadır. Kinestik MI kas hareketinin hissini ifade ederken, görsel MI ise hareketin görselleştirilmesini ifade eder (Chholak vd., 2019). Kinestetik MI, motor korteksin bölgelerini, özellikle de motor planlamayla ilişkili beyin bölgeleri olan tamamlayıcı motor alanını ve premotor korteksi aktive eder (Fernandez-Espejo vd., 2014). Görsel MI, uzaysal navigasyon ve yönelimde rol oynayan parietal korteksin bölgelerini aktive eder. MI görevleri arasında yumuşak bir topun sıkılmasının (S. Coyle vd., 2004a; S. M. Coyle vd., 2007; Stangl vd., 2013), basit veya karmaşık bir parmak vuruşu dizisinin (Sitaram vd., 2007; Holper ve Wolf, 2011), ayak vuruşunun (Kaiser vd., 2014), elin kavranmasının (Nagaoka vd., 2010; Fazli vd., 2012; Kaiser vd., 2014), bilek fleksiyonunun (Naseer ve Hong, 2013) ,dirseğin fleksiyonu ve ekstansiyonunun (Mihara vd., 2013) ve belirli parmakların katlanması ve açılmasının (Mihara vd., 2013) hayal edilmesi yer alır. Çalışmalarda MI ile ilişkili sinyal değişiminin büyüklüğünün genellikle motor yürütmenin neden olduğundan daha düşük olduğunu (Batula vd., 2017) ve MI görevinin karmaşıklığına bağlı olduğunu (Holper vd., 2011) belirtmek önemlidir. Dahası, MI katılımcıların %10 ila %15'inde tespit edilemez (Fernandez-Espejo vd., 2014). Bu, mevcut görüntüleme yöntemlerindeki hassasiyet sorunlarına ve bazı katılımcıların bir MI görevini güvenilir bir şekilde gerçekleştirememesine bağlanmıştır.

MI, motor yürütmenin aksine, sağlam talamokortikal yollar gerektirmez (Fernández-Espejo vd., 2015), bu da onu ciddi fiziksel engeli olan hastalar için harika bir seçim haline getirir. Beyin-bilgisayar arayüzü (BCI), elektriksel, manyetik veya metabolik beyin aktivitesini ölçen, kodunu çözen ve harici cihazları kontrol etmek için komutlara dönüştüren doğrudan bir iletişim yoludur. Dolayısıyla BCI'nın öncelikli amacı motor engeli olan bireylere yardımcı olmak için MI kullanarak sezgisel kontrolü sağlamaktır. BCI uygulamaları için ilgili beyin aktivitelerini ölçmek amacıyla fNIRS kullanılabilir (Minhas vd., 2024). Literatürde motor imgeleme fNIRS çalışmaları incelendiğinde; daire veya kare gibi farklı şekiller çizme (Nagels-Coune vd., 2017), el veya kol hareketleri (Mihara vd., 2013; Kaiser vd., 2014), bir topu sıkma (S. Coyle vd., 2004b) ve koordineli parmak vuruşları (Sitaram vd., 2007; Holper ve Wolf, 2011) çalışmaları yer almaktadır. BCI uygulamaları için etkili kabul edilmesi için, bir görevin en az %70 sınıflandırma doğruluğuna ulaşması gerekmektedir (Proulx vd., 2018). fNIRS'i BCI olarak kullanan ilk çalışma %75'lik bir doğruluk bildirdi (S. Coyle vd., 2004b) ve sadece üç katılımcının yer aldığı bir takip çalışmasında %80'lik bir doğruluk bildirdiler (S. M. Coyle vd., 2007). Daha sofistike sınıflandırıcılar kullanılarak yapılan başka bir erken çalışma %89 kadar yüksek bir doğruluk bildirdi, ancak yine örneklem boyutu sadece beş katılımcıyla küçüktü (Sitaram vd., 2007). Daha yakın tarihli çalışmalar %63 ile %98 arasında değişen bireysel sınıflandırma doğrulukları bildirdi (Erdoğan vd., 2019). Çalışmaların sınıflandırma doğruluklarının farklılık sebebi örneklem büyüklüğü, tekrar sayısı, kaynak dedektör konfigürasyon değişikliği, çeşitli zorluktaki görevlerin seçimi, beyin alanlarının bazılarının serebral kortekste daha derinde olması gibi değişik faktörlerden kaynaklanabilir.

2.2. Alt Ektremite Amputasyonu ve Replantasyonu

Alt ekstremite amputasyonu genellikle, parmaklar, ayak (metatarsal veya Chopart amputasyonu), diz altı (transtibial), diz üstü (transfemoral), kalça eklemi seviyesi (disartikülasyon) ve nadiren leğen kemiği (hemipelvectomy) bölgelerinden yapılır. Bu bölgeler, kan dolaşımı, yumuşak doku sağlığı, fonksiyonel iyileşme ve protez kullanım kolaylığı gibi faktörlere göre seçilmektedir. Örneğin, diz altı amputasyon, diz eklemini koruyarak daha iyi protez kontrolü ve hareketlilik sağlar; diz üstü amputasyon ise enfeksiyonun veya hasarın daha yukarıda olduğu durumlarda tercih edilir. Her seviyede, maksimum fonksiyon ve iyileşme potansiyeli hedeflenir. Ampütasyon seviyeleri 2.9'da verilmiştir.



Şekil 2.9. Amputasyon seviyeleri

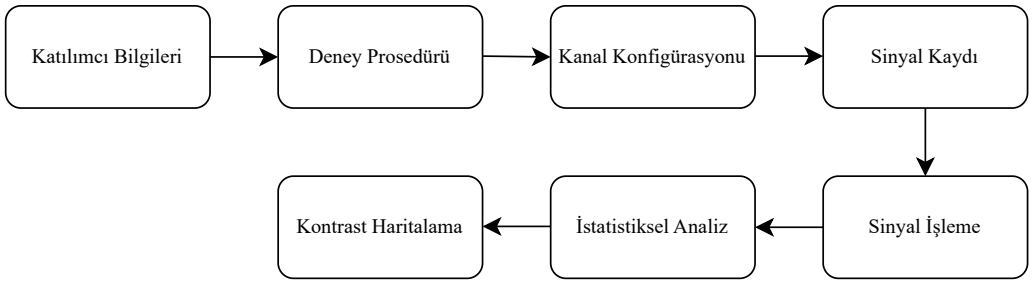
Alt ekstremite travmalarına bağlı tam veya tama yakın amputasyonlar tedavisi ve replantasyon ve revaskularizyon veya replantasyon yapılabilir. Ancak sonraki süreçlerde tekrar kazanımlar açısından zorluklar taşımaktadır. Özellikle genç ve çocuk hastalardaki kazanımların nispeten daha iyi olması cerrahi seçeneğin gelişmiş olan protezlere göre daha üstün olduğu söylenebilir. Burada en ciddi sıkıntı sinir iyileşmesinin tam olarak öngörülememesidir. Sinir cerrahisi, iyileşmesi ve sonraki rehabilitasyondaki ilerlemeler revaskülarizasyon ve replantasyondaki kazanımları artıracaktır. Replant hasta görüntüsü Şekil 2.10'da verilmiştir.



Şekil 2.10. Replant hasta görüntüsü

3. MATERYAL VE METOT

Bu çalışma çeşitli seviyelerde alt ekstremite ampute ve replant hastaları ve sağlıklı bireyler üzerinde gerçekleştirilmiştir. Bu bölümde katılımcı bilgileri, deney prosedürleri, kanal konfigürasyonu, sinyal kayıtları ve işlenmesi, istatistiksel analizler ve kontrast haritalamada kullanılan metodolojiyi içeren deneysel prosedüre ilişkin ayrıntılar yer almaktadır. Kullanılan yöntemlerin blok diyagram gösterimi Şekil 3.1'de sunulmuştur. Çalışmaya ait etik onay 23.10.2019 tarihli ve 2012-KAEK-20/996, sayı ile Akdeniz üniversitesi etik kurulundan alınmıştır. Katılımcılar deneysel süreçler hakkında bilgilendirildikten sonra yazılı ve sözlü onamları alınmıştır. Çalışma Helsinki Deklarasyonu'na uygun olarak yürütülmüştür.



Şekil 3.1. Çalışmanın metodolojisi

3.1. Katılımcılar

3.1.1.Kontrol grubu

Çalışmaya 23 ile 45 (32,33±6,81) yaş aralığında herhangi bir nörolojik, kardiyo-solunum veya bacaklarında herhangi bir hastalık öyküsü olmayan ve sağ taraf baskın olan 15 (10 erkek, 5 kadın) sağlıklı birey katılmıştır.

3.1.2. Hasta grubu

Alt ekstremite hasta grubunda 2 replantasyon ve 7 amputasyon olgusu bulunmaktadır. Hasta demografik bilgileri, amputasyon ve replantasyon geçirme nedenleri ve süreçleri detaylı olarak Çizelge 3.1'de tanımlanmıştır. Çalışmaya katılan hasta grubuna ait resimler Şekil 3.2.'de sunulmuştur. R1 sol, R2 sağ alt ekstremite replant hastaları; A1, A2, A4, A5 sol alt ekstremite ampute hastaları; A3 ve A6 ise sağ alt ekstremite ampute hastalarıdır. Hasta öyküleri aşağıda maddeler halinde verilmiştir.

- R1 (H.Y.) : 2013 yılında motor kazası sonucu sol ayak bileği replantasyonu gerçekleşmiştir. Replantasyon sırasında hastanın sağ üst bacak bölgesinden kas parçası alınıp sol tarafa dikilmiştir.

- R2 (M.Y.İ.) : 2018 yılında otopark kapanının ayağına kapanması sonucu sağ ayak bileği replantasyonu gerçekleşmiştir.

- A1 (M.F.Ş) : 2022 yılında tarım makinasına bacağını kaptırması sonucunda tramvaya bağlı sol diz altı amputasyon gerçekleşmiştir.

- A2 (S.Y.) : 2018 yılında elektrik yanması sonrası sol diz altı amputasyonu gerçekleşmiştir.

- A3 (S.K.) : 2022 yılında ayağına kütük düşmesi sonucu doku ölümü sonrası sağ ayak amputasyonu gerçekleşmiştir. Sağ baldır kısmından doku alınıp ampute olan ayağın alt tabanına dikilmiştir.

- A4 (M.S.) : 1995 yılında haziran ayında trafik kazası geçirdiğinden sağ üst bacağında yaralı dokular mevcuttur. Daha sonra skuamöz hücreli karsinom sonucu sol ayak 1-2-3 transmetatarsal amputasyon 2021 yılında, nüks sonrası sol ayak 4-5 parmakları içeren transmetatarsal amputasyon 2022 yılında gerçekleşmiştir. Ayrıca hastanın sağ ayağında doğuştan dört parmak bulunmaktadır.

- A5 (Ş.N.G.) : 2020 yılında araç dışı trafik kazası sonucu sol diz amputasyonu gerçekleşmiş ve daha sonrasında nekrotik güdük onarımı gerçekleşmiştir. 2021 yılında yaralar iyileştikten sonra mart ayında protez takılmıştır.

- A6 (Ö.S.) : 2008 yılında askeri mayın patlaması sonucunda sağ diz altı amputasyonu gerçekleşmiştir. Hasta 2009 yılında protez kullanmaya başlamıştır.

- A7 (R.F.G.) : 2020 yılında ilk sol bacak amputasyon gerçekleştirilmiştir. Bir yıl sonra sağ bacak amputasyonu gerçekleşmiştir. Hasta tekerlekli sandalye kullanmaktadır.

Çizelge 3.1. Ampute ve replant deneklerin demografik özellikleri

Hasta Kodu	Cinsiyet	Amputasyon/Replantasyondan Sonraki Süre (yıl)	Kayıp Uzuv
R1	E	11	Sol ayak bileği
R2	E	6	Sağ ayak bileği
A1	E	2	Sol diz altı
A2	E	6	Sol diz altı
A3	E	2	Sağ ayak bilek altı
A4	K	3	Sol ayak parmağı
A5	K	4	Sol diz
A6	E	16	Sağ diz altı
A7	E	3(Sağ)-4(Sol)	Çift diz üstü



Şekil 3.2. Ampute ve replant hastaları

3.2. Deney Prosedürü

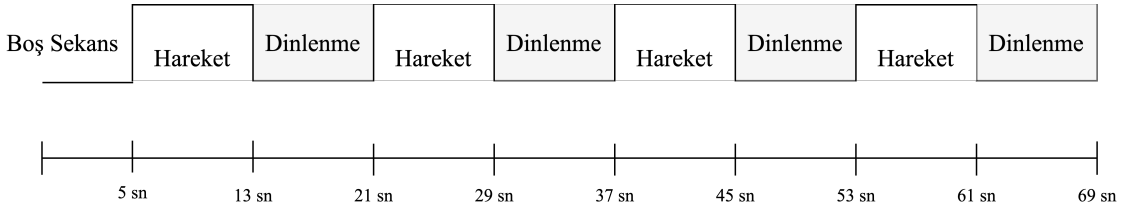
Alt ekstremite hareketlerinin detaylı bir şekilde analizi hem motor hem de motor imgeleme süreçlerinin kapsamlı bir şekilde incelenmesini gerektirmektedir. Bu çalışmada, ayak baş parmağı, ayak bileği, diz ve kalça eklemlerini içeren geniş bir hareket yelpazesi belirlenmiştir. Alt ekstremitede kontrol ve hasta grubunda motor ve motor

imgeleme görevlerinde sağ ve sol dahil olmak üzere toplamda 40 hareket için fNIRS kayıt süreci yürütülmüştür. Çizelge 3.2.'de belirlenen hareketler ve kısaltmaları verilmiştir. Bu çok yönlü değerlendirme bireylerin alt ekstremite motor kontrol mekanizmalarını daha ayrıntılı anlamayı mümkün kılmaktadır.

Çizelge 3.2. Belirlenen motor ve motor imgeleme görevleri ve kısaltmaları

Motor Hareketler	Sağ (R)	Sol (L)	Sağ İmgeleme (jR)	Sol İmgeleme (jL)
Ayak Başparmağı Ekstansiyonu	RTE	LTE	jRTE	jLTE
Ayak Başparmağı Fleksiyonu	RTF	LTF	jRTF	jLTF
Ayak Bileği Ekstansiyonu	RFE	LFE	jRFE	jLFE
Ayak Bileği Fleksiyonu	RFF	LFF	jRFF	jLFF
Diz Ekstansiyonu	RKE	LKE	jRKE	jLKE
Diz Fleksiyonu	RKF	LKF	jRKF	jLKF
Kalça Ekstansiyonu	RHE	LHE	jRHE	jLHE
Kalça Fleksiyonu	RHF	LHF	jRHF	jLHF
Kalça Abdüksiyonu	RHB	LHB	jRHB	jLHB
Kalça Addüksiyonu	RHD	LHD	jRHD	jLHD

Deney prosedürü sırasıyla 5 saniye boş sekans, 8 saniye hareketin yapılması, 8 saniye dinlenme şeklinde 4 tekrarlı gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.3.). Ayrıca çalışmaya katılacak bireylerin deney prosedürlerini bilgisayar ekranından takip etmeleri için MATLAB programında bir grafiksel kullanıcı arayüzü tasarlanmıştır. Bu arayüz ile deney prosedürleri belirtilen sürelerde gerçekleştirilerek otomatik başlatma ve sonlandırma sağlanmıştır (Şekil 3.4.). Motor hareket kayıtlarından sonra motor imgeleme kayıtlarına geçilmiştir. Motor imgelemenin kolay olması için katılımcıların gözlerinin kapalı olması istenmiş ve hazırlanan arayüzde ses ile uyarım sağlanmıştır. Belirtilen hareketlerin motor ve imgelemeleri sağ ve sol bacak için tekrarlanmıştır. fNIRS verileri katılımcıların kendini rahat hissedeceği ve ekstra kontraksiyon yaratmayacağı şekilde ve ayakları yere değmeden oturur pozisyonda alınmıştır. Ayrıca otomatik komut ekranı 1,5 metre ileride olacak şekilde yerleştirilmiştir (Şekil 3.5.).



Şekil 3.3. Deney Prosedürü



Şekil 3.4. Kayıt için tasarlanan grafiksel arayüz

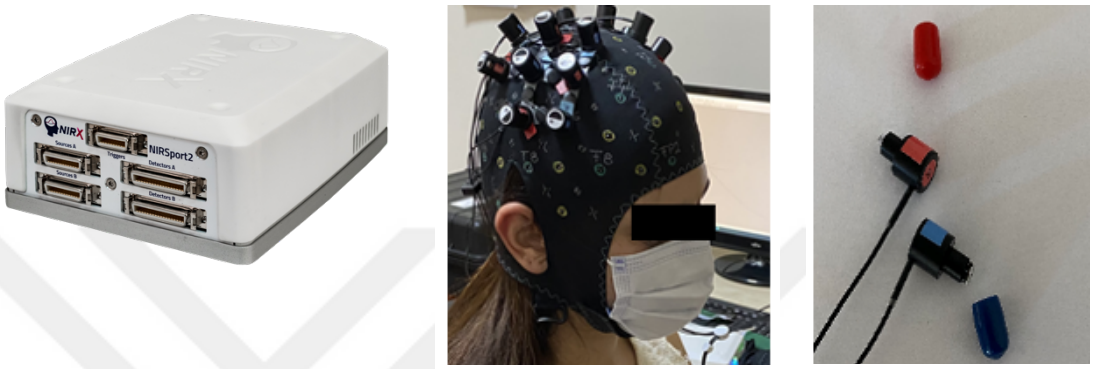


Şekil 3.5. fNIRS veri kaydının alınması

3.3. fNIRS Veri Kaydı

Bu tez çalışmasında kontrol ve hasta grubunda belirlenen motor hareketler ve motor imgeleme görevi sırasında fNIRS kayıtları alınmıştır. Kayıtlar iki dalga boyuna (760 nm, 850 nm) sahip, taşınabilir bir sürekli dalga NIRSport sistemi (NIRSport2© NIRx Medical Technologies, Berlin, Germany) ile gerçekleştirilmiştir. Kullanılan NIRSport2 cihazı, kepi ve yüksek güçlü dual led'li 32mW maksimum aydınlatmaya sahip kaynak, opsiyonel

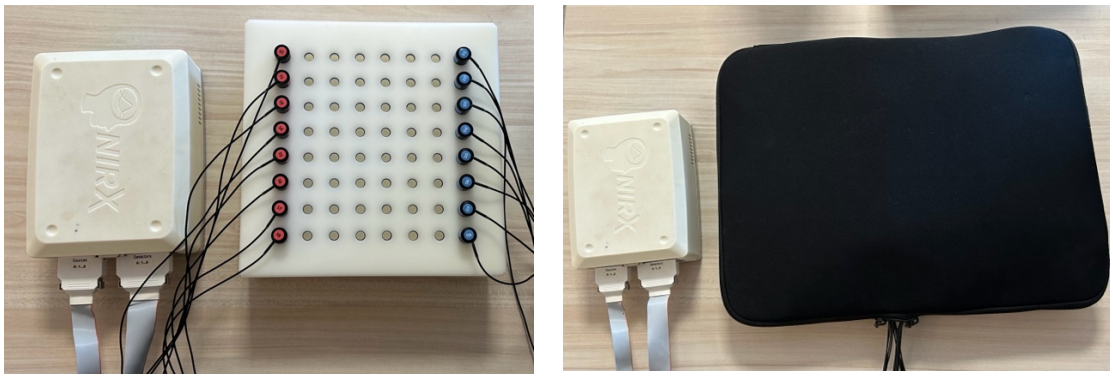
olarak 5 fW hassasiyete kadar yeni nesil APD dedektör Şekil 3.6'da verilmiştir. fNIRS kayıtları Akdeniz Üniversitesi Nörobilim Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir. fNIRS sinyalleri, çalışmaya katılan bireylerin başına tepe noktası (Cz) olacak şekilde 'EasyCap' olarak adlandırılan yumuşak ve esnek kumaştan yapılmış bir kep üzerine kaynak ve dedektörleri yerleştirilerek, yaylı rondelalarla sabitlenmiştir (Maira vd., 2020). Ayrıca nasion-inion ve sol preauriküler nokta-sağ preauriküler noktanın kesişimi de belirlenmiştir (Jurcak vd., 2007). Dış ortamdan ışık girişini engellemek amacıyla da üzerine opak bir dış kep geçirilmiştir.



(a) (b) (c)

Şekil 3.6. NIRSport2 sistemi; a) NIRSport2 cihazı; b) NIRSport2 kepi; c) Dedektör ve kaynak

Deneye başlamadan fNIRS cihazının ışık kaynakları ve dedektörlerin doğru çalışıp çalışmadığını kontrol etmek için Aurora yazılımı aracılığıyla statik fantom kullanılarak sinyal optimizasyonu yapılmıştır. Bu işlem sırasında, kaynak ve dedektörler kalibrasyon fantom üzerine yerleştirilmiş ve ortam ışığının ölçümleri etkilemesini önlemek için, fantom üzerine ışık geçirmeyen bir çanta ile kapatılmıştır (Şekil 3.7). Sinyal optimizasyonu sağlanarak optimum sinyal kalitesi sağlanmıştır (Şekil 3.8).



(a) (b)

Şekil 3.7. Statik fantom kullanılarak sinyal optimizasyonu



Şekil 3.8. NIRSport2 kaynak ve dedektörlerin kalibrasyonu ve sinyal optimizasyonu (Görselin sağ tarafında, kaynak ve dedektörler arasındaki bağlantıları temsil eden bir matris bulunmaktadır. Her kare, belirli bir kaynak-dedektör çiftinin sinyal kalitesini göstermektedir. Yeşil: Sinyal kalitesi mükemmel, Sarı: Sinyal kalitesi kabul edilebilir düzeyde, Kırmızı: Sinyal kritik seviyede, iyileştirme gerekebilir, Gri: Sensör doygunluğa ulaşmış, sinyal değerlendirme dışı.)

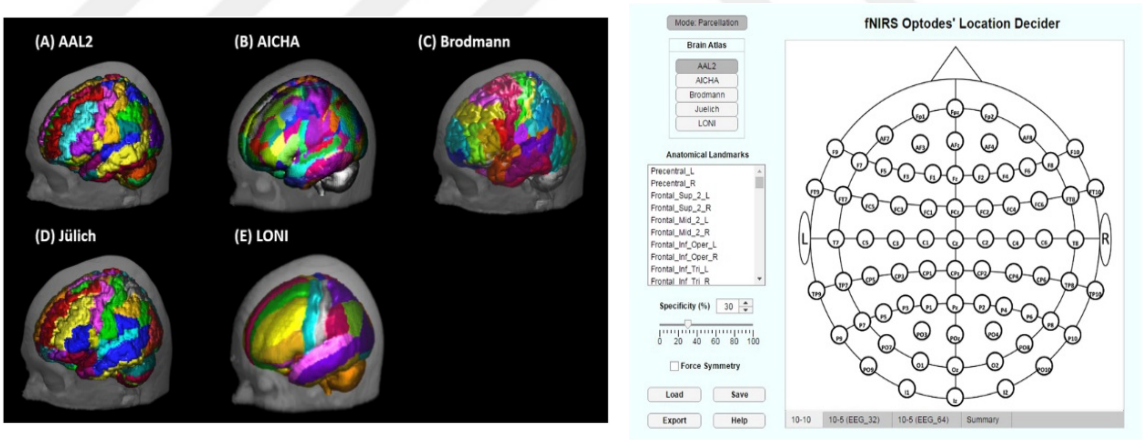
Tüm veri kayıtlarına başlamadan önce cihazın bağlantı ve güç kaynağının kontrolü sağlanarak kaynak ve dedektörlerin sinyal seviyesinin uygunluğu tespit edilmiş, ışık gürültüsünün olup olmadığının kontrolü yapılmıştır. Veri kaydı 10.2 Hz örnekleme frekansıyla 4 Hz alçak geçiren filtre, 3.0 µV <dark noise<15.0 µV ile gerçekleştirilmiştir.

3.3.1. fNIRS kanal konfigürasyonu

fNIRS kaynak ve dedektörleri kafa derisi üzerine yerleştirildiğinde, bu hemodinamik yanıtların izlenmesi kortikal aktivitenin dolaylı olarak tahmin edilmesine olanak tanıyacağından özellikle kaynak ve dedektör çiftlerinden oluşan kanalların yerleştirilmesi önemlidir. Penfield motor korteksin alt gövde alanının, her yarımkürenin orta yüzeyinde, uzunlamasına fissürün içine doğru aşağı doğru olduğu bilinmektedir (PENFIELD ve BOLDREY, 1937). Ancak alt ekstremite hareketlerinin fNIRS ile anlaşılmasında korteksin yakın bölgelerini ayırt etmek için yeterli uzamsal çözünürlüğe sahip olup olmadığı açık değildir. Bu çalışmada, literatürde fNIRS'ın hassasiyeti şüpheleriyle kapsanmamış ayak bölgesini kapsayan kaynak ve dedektör konfigürasyonu belirlenmiştir. Yakın zamanda MacLennan ve arkadaşlarının sağlıklı grupta yaptığı bir çalışmada, fNIRS'ın tek taraflı alt vücut hareketi sırasında hemisferik aktiviteyi ölçmek için gerekli hassasiyete sahip olduğunu vurgulanmaktadır (MacLennan et al., 2024). Bu çalışmada diz ekstansiyonu, diz fleksiyonu, plantarfleksiyon ve dorsifleksiyon hareketlerinde (deney prosedürümüzde yer alan) ayırt edilebilir uzunlamasına fissür üzerinde fNIRS'ın yeterli uzamsal çözünürlüğe sahip olduğunun belirtilmesi çalışmamızı destekleyici niteliktedir. Ayrıca MacLennan ve arkadaşlarına ek olarak çalışmamız kalça ve ayak parmağı hareketlerini de içermektedir. Dolayısıyla 10 motor hareketin çalışmaya

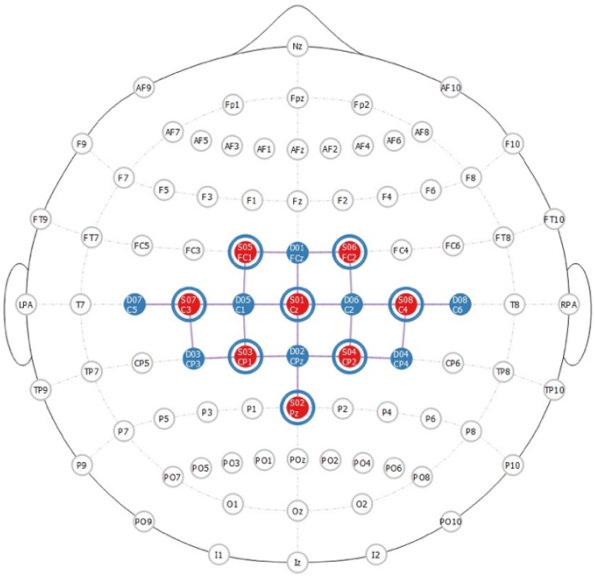
dahil edilmesi fNIRS'ın alt ekstremite analizindeki gücünü anlama noktasında da kritiktir. Bu tez çalışmasında sağ ve sol alt ekstremite primer hareketlerinin yarattığı kortikal aktivasyonu; kontrol grubu, alt ekstremite ampute ve replant hasta grubu için her yarımkürenin orta yüzeyinde ve somatosensoriyel korteksi de kapsayacak geniş bir konfigürasyon ile değerlendirecek şekilde kurgulanmıştır. Çalışma ile ilgili olmayan beyin alanları bu yeni konfigürasyona dahil tutulmamıştır (işitsel, ön ve görsel alanlar gibi). Burada temel sorunlardan biri sınırlı sayıda kaynak ve detektör olmasıdır. Dolayısıyla tercih edilen konumlar çok önemlidir. Çizelge 3.3.'de seçilen kanalların anatomik beyin alanları ve kaynak-dedektör bölgeleri verilmiştir.

Kaynak ve dedektörlerin yerleşimi, otomatik anatomik etiketleme Brodmann alan atlası (Rorden ve Brett, 2000) kullanılarak NIRsite yazılımı (NIRx Medical Technologies, LLC, LA, ABD) ile gerçekleştirilmiştir. Ayrıca çalışmada fNIRS Optodes' Location Decider (fOLD) araç kutusu da kullanılmıştır (Zimeo Morais vd., 2018). fOLD kaynak dedektör konumlarını tanımlamak için gereklidir (Şekil 3.9b). Araç kutusuna dahil olan önceden belirlenmiş olan parselasyon atlasları otomatik anatomik etiketleme (AAL2) (Tzourio-Mazoyer vd., 2002; Rolls vd., 2015), homotopik alanların içsel bağlantı atlası (AICHA) (Pouliot, 2011), Brodmann alanları (Rorden ve Brett, 2000), Jülich histolojik atlası (Eickhoff vd., 2005; 2006; 2007) ve LONI olasılıksal beyin atlasıdır (Shattuck vd., 2008). Uygulama arayüzü de 3.9a'da gösterilmiştir. Zimeo Morais ve arkadaşlarının (Zimeo Morais vd., 2018) oluşturduğu araç kutusuyla bu alanlar incelendiğinde Broadmann beyin alanlarına göre birincil somatosensör korteks (1-2-3) %20, birincil motor korteks(4) %19, somatosensoriyel ilişki korteksi (5) %10, ön motor ve ek motor alanı (6) %62 oranında özgüllük seviyelerine sahiptir.



Şekil 3.9. fOLD araç kutusu; a) Araç kutusuna dahil edilen beyin parselasyon atlaslarının sonuçlarının gösterimi; b) fOLD grafiksel kullanıcı arayüzü. (Araç kutusu başlatıldığında görüntülenen boş 10–10 düzeni gösterilmektedir.)

Sistem 8 kaynak ve 8 dedektör olmak üzere 16 dual tip NIRS ve 21 kanaldan oluşmaktadır. Şekil 3.10'da 21 bağlantının fNIRS beyin ilgi alanları verilmiştir. Kaynak ve dedektörler, 10-20 uluslararası standartlaştırılmış EEG sistemine (Herold vd., 2018) dayalı bir kapağa (EasyCap, GmbH, Almanya) yerleştirilmiştir. Kaynak ve dedektör ayrımı yaklaşık 3 cm'dir. Kep / prob argümanları fiziksel olarak da yerleştirilmiştir.



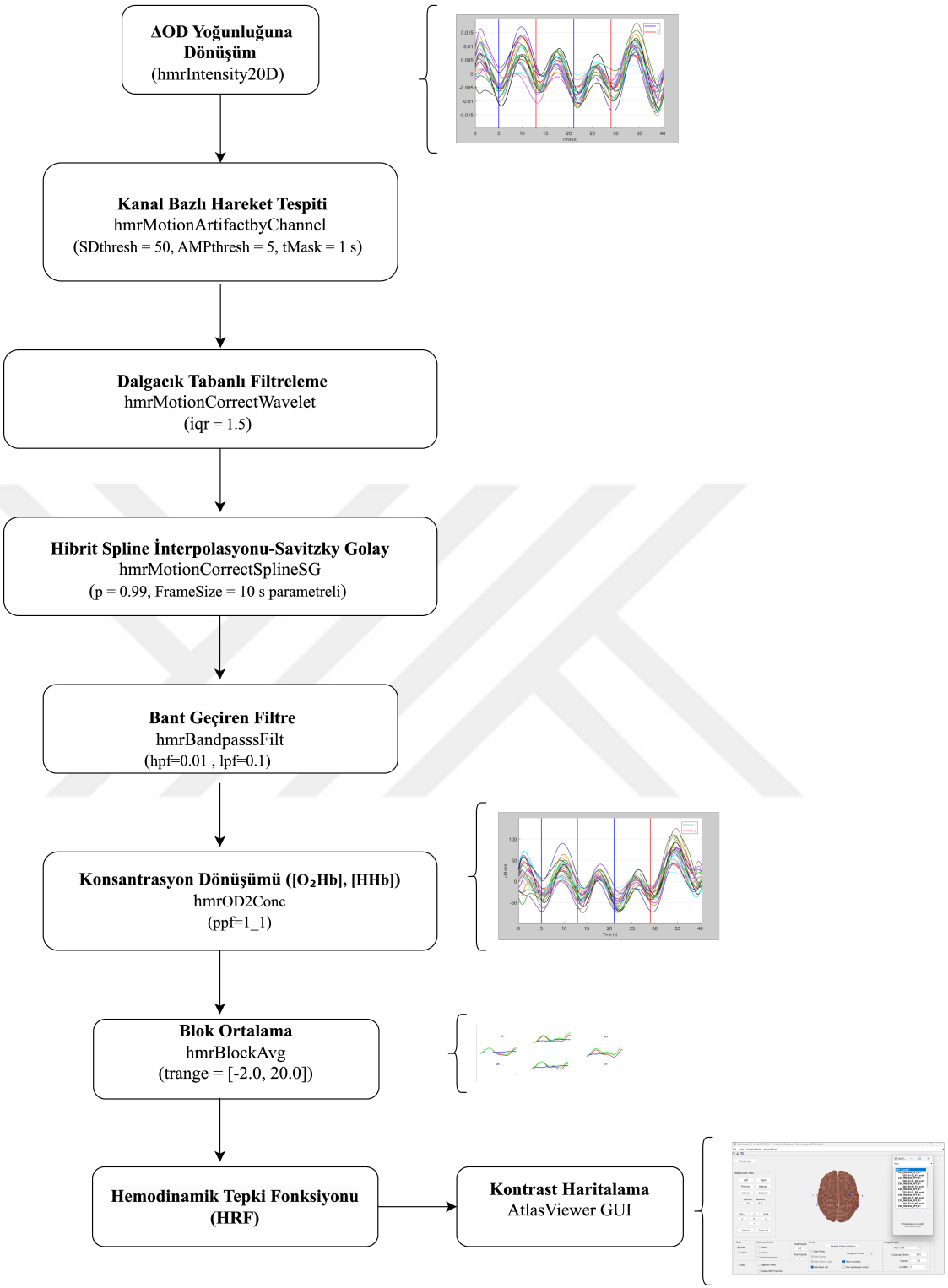
Şekil 3.10. Kaynak ve dedektör konfigürasyonu
(Kaynakların ve dedektörlerin kafa derisi üzerindeki konumunu gösterilmektedir. S (S1, S2 … S8) (kırmızı renk) ile başlayan etiketler kaynakları temsil etmektedir. D (D1, D2, …, D8) (mavi renk) ile başlayan etiketler dedektörleri temsil etmektedir. Kanal adı verilen 21 kaynak-dedektör çifti çubuklarla gösterilmiştir.)

Çizelge 3.3. fNIRS Beyin İlgi Alanları

Kanallar	Kaynak, Detektör	Kanal Lokasyonu	Anatomik Beyin Alanı
1	S1, D1	Cz-FCz	Ön Motor ve Ek Motor Alanı
2	S1, D2	Cz-CPz	Birincil Motor Korteks
3	S1, D5	Cz-C1	Birincil Motor Korteks
4	S1, D6	Cz-C2	Birincil Motor Korteks
5	S2, D2	Pz-CPz	Somatosensoriyel İlişki Korteksi
6	S3, D2	CP1- CPz	Somatosensoriyel İlişki Korteksi
7	S3, D3	CP1-CP3	Somatosensoriyel İlişki Korteksi- Birincil Motor Korteks
8	S3, D5	CP1-C1	Somatosensoriyel İlişki Korteksi- Birincil Motor Korteks
9	S4, D2	CP2- CPz	Birincil Motor Korteks- Somatosensoriyel İlişki Korteksi
10	S4, D4	CP2-CP4	Birincil Motor Korteks- Somatosensoriyel İlişki Korteksi
11	S4, D6	CP2-C2	Birincil Motor Korteks- Somatosensoriyel İlişki Korteksi
12	S5, D1	FC1-FCz	M1-bacak
13	S5, D5	FC1-C1	M1-bacak
14	S6, D1	FC2- FCz	M1-bacak
15	S6, D6	FC2-C2	M1-bacak
16	S7, D3	C3-CP3	Birincil Somatosensoriyel Korteks
17	S7, D5	C3-C1	Birincil Somatosensoriyel Korteks
18	S7, D7	C3-C5	Birincil Somatosensoriyel Korteks
19	S8, D4	C4- CP4	Birincil Somatosensoriyel Korteks
20	S8, D6	C4-C2	Birincil Somatosensoriyel Korteks
21	S8, D8	C4-C6	Birincil Somatosensoriyel Korteks

3.4. Ön İşleme

Ham veriler enstrüman gürültüsü, deneysel hatalar ve fizyolojik gürültülerden kaynaklanan çeşitli gürültüler içermektedir. Bunlar beyin aktiviteleriyle ilişkili olmadığından, ham optik yoğunluk sinyallerini oksihemoglobin (HbO) ve deoksihemoglobin (HbR) konsantrasyon değişimlerine dönüştürmeden önce bu gürültüleri ortadan kaldırmak gereklidir. (O_2Hb ve HHb terimleri sırasıyla HbO ve HbR terimleri ile eşdeğerdir ve bu tezin devamında fNIRS çalışmalarında yaygın kullanılan HbO ve HbR terimleri kullanılmıştır.) Veriler MATLAB R2017b MATLAB® (MathWorks, Natick, MA, ABD) ve HOMER3 Matlab araç kutusu (Huppert vd., 2009) ile ön işleme tabi tutulmuş ve analiz edilmiştir. fNIRS veri işleme için mevcut en uygun uygulamalar takip edilmiştir (Yücel vd., 2021). Öncelikle optik yoğunluk sinyallerine deney prosedüründe belirtilen zaman aralık değerleri girilmiştir. Enstrümantasyon gürültüsü, cihazın donanımdan veya çevresel faktörlerden kaynaklanan genellikle (sabit) yüksek frekansları içeren gürültüdür. Bu tür yüksek frekanslar, alçak geçiren bir filtreyle kolayca giderilmektedir. Fizyolojik gürültüler ise kalp atışı, solunum ve kan basıncı dalgalanmalarından kaynaklanmaktadır. Yüksek frekanslı salınımlar kalp atışına 1~1,5 Hz karşılık gelirken, düşük frekanslı salınımlar ise Mayer dalgalarına karşılık gelmektedir (Obrig, Neufang, vd., 2000). Solunum ritmi 0,2~0,5 Hz aralığında değişmektedir (D. A. Boas vd., 2004; D. Boas vd., 2004; Y. Zhang vd., 2005; Franceschini vd., 2006; Huppert vd., 2009). Bu tür fizyolojik gürültüleri ortadan kaldırmak için 0,01–0,20 Hz bant geçiren filtre uygulanmıştır (Attwell ve Laughlin, 2001; Scholkmann vd., 2010). Deneysel hatalar, kaynak ve dedektörlerin belirlenen pozisyonlardan hareket etmesine neden olan baş hareketleri gibi hareket artefaktlarına neden olur. Bu da ışık yoğunluğunda ani değişiklikleri meydana getirmektedir. Dolayısıyla optik yoğunluk sinyallerinin artefaktlarını düzeltmek amacıyla dalgacık tabanlı filtreleme ve spline interpolasyonu-Savitzky Golay hibrit filtreleme yöntemi kullanılmıştır. Dalgacık tabanlı filtreleme hareket kaynaklı keskin ani değişiklikleri filtrelemede (Molavi ve Dumont, 2012), spline enterpolasyonu baz kaymalarında ve Savitzky Golay (SG) yüksek frekanslı artefaktları gidermede (Jahani vd., 2018) başarılı fonksiyonlardır. Sinyalin hareketle kirlenmiş kısımlarını tespit etmek için HOMER3'teki hmrMotionArtifactbyChannel işlevi kullanılmıştır (kullanılan parametreler: SDthresh = 50, AMPthresh = 5, tMask = 1 s) (Huppert vd., 2009). Şekil 3.11'de Homer3 yazılımı kullanılarak gerçekleştirilen fNIRS veri işleme adımlarının şematik gösterimi verilmiştir. Her bir işlem kutusu kullanılan fonksiyonları ve temel parametreleri içermektedir.



Şekil 3.11. fNIRS veri işleme adımlarının şematik gösterimi

3.4.1. Dalgacık tabanlı filtreleme

Hareket artefaktlarının çoğu sinyalin genliğinde ani değişiklikler şeklinde ortaya çıkar. Ayrık dalgacık dönüşümü, farklı dinamiklere sahip zamansal olarak yerelleştirilmiş sinyalleri ayırmak için etkili bir yöntemdir. Zaman-frekans düzlemini, frekans ve zaman

çözünürlüğü arasındaki dengeyi optimize eder. Hızlı sinyal değişimlerine duyarlı olan dalgacıklar genellikle daha kısa olup, yavaş değişimlere duyarlı dalgacıklardan farklı bir yapıya sahiptir. Bu özellik, sabit analiz aralığı nedeniyle tüm frekanslarda aynı zamansal çözünürlüğe sahip olan kısa zamanlı Fourier dönüşümüne göre dalgacık dönüşümünü avantajlı kılar. Ayrıca hareket artefaktlarının sivri şeklini yaklaşık olarak belirlemek için seçilebilen farklı baz fonksiyonlarına olanak tanımaktadır. Uygun dalgacık seçildiğinde dalgacık dönüşümü hareket artefaktlarının şekline ve dinamiklerine duyarlı hale gelir ve bu sayede fNIRS sinyalinden artefaktları etkili bir şekilde ayırabilir (Molavi ve Dumont, 2012). Dalgacık tabanlı filtreleme HOMER3'teki MotionCorrectWavelet fonksiyonu ile uygulanır. fNIRS sinyali $y(t)$, ayrık dalgacık dönüşümü aşağıdaki gibi ifade edilir.

$$y(t) = \sum_k v_{j_0 k}\, \phi_{j_0 k}(t) + \sum_{j=j_0}^{\infty} \sum_k \omega_{jk}\, \psi_{jk}(t) \tag{3.1}$$

$\phi_{jk}(t)$ ölçekleme fonksiyonu, $\psi_{jk}(t)$ dalgacık fonksiyonu, $v_{j_0 k}$ yaklaşım katsayıları,ω_{jk} detay katsayıları, j ve k katsayıları ise ölçekleme ve öteleme parametreleridir. Hareket artefaktları, detay katsayılarında büyük değerler olarak gözlenir. Hareket artefaktlarının modellenmesi aşamasında fNIRS sinyali modellenir:

$$y(t) = f(t) + \varepsilon(t) \tag{3.2}$$

Burada; $f(t)$ istenen hemodinamik sinyal, $\varepsilon(t)$ ise hareket artefaktını temsil eden gürültüdür. Bunun dalgacık dönüşümüne etkisi:

$$\omega_{\mathrm{jk}} = \widetilde{\omega}_{jk} + \epsilon_{jk} \tag{3.3}$$

Burada; $\widetilde{\omega}_{jk} \sim N(0, \sigma^2)$ gerçek hemodinamik sinyalin dalgacık katsayıları (normal dağılım gösterir) ve ϵ_{jk} ise hareket artefaktını (genellikle büyük katsayılar) ifade etmektedir. Hedef ϵ_{jk} değerlerini tespit edip sıfırlamaktır. Gaussian modeli ile eşikleme aşamasında tek bileşenli Gaussian modeli kullanılır.

$$p_{jk} = 2\left(1 - \Phi\left(\frac{|\omega_{\mathrm{jk}}|}{\hat{\sigma}}\right)\right) \tag{3.4}$$

$\Phi(x)$ normal kümülatif dağılım fonksiyonu, $\hat{\sigma}$ dalgacık katsayılarının tahmini standart sapması, p_{jk} bir katsayının hemodinamik sinyale ait olma olasılığıdır. Burada p_{jk}, katsayının hemodinamik sinyale ait olma olasılığını gösterir. $p_{jk} < \alpha$ (yani olasılık düşükse) bu katsayı bir artefakt olarak kabul edilip sıfırlanır:

$$\widehat{\omega_{\mathrm{jk}}} = \begin{cases} \omega_{\mathrm{jk}}, & p_{jk} > \alpha \\ 0, & p_{jk} < \alpha \end{cases} \tag{3.5}$$

Burada α parametresi kullanıcının belirlediği eşik değeri olup artefaktların ne kadar agresif temizleneceğini kontrol eder. Ters dalgacık dönüşümü aşamasında eşiklenen katsayılarla temizlenmiş sinyal:

$$\hat{Y} = W^T \widehat{W} \tag{3.6}$$

Burada W dalgacık dönüşüm matrisini $\widehat{W}$ ise eşiklenmiş dalgacık katsayılarını ifade etmektedir. Bu işlem sonucunda hareket artefaktlarından temizlenmiş fNIRS sinyali elde edilir. HOMER3 dalgacık tabanlı hareket düzeltmesi, sivri bir şekle sahip olan db2 (Daubechies 2) dalgacığını kullanarak hesaplama açısından verimli bir ayrık dalgacık dönüşümü uygular. Fonksiyon, her kanalın fNIRS sinyalini birden fazla ölçekte ayrıştırmak için ayrık dalgacık dönüşümünü kullanır. Dalgacık dönüşümü sırasında uç değerleri belirlemek için çeyrekler arası aralık eşiği IQR= 1,5 olarak belirlenmiştir.

3.4.2. Spline interpolasyonu ve Savitzky–Golay tabanlı hibrit filtreleme

Taban çizgisi kaymalarını (spline interpolasyonu) ve keskin hareket artefaktlarını (Savitzky-Golay filtresi) filtrelemedeki verimliliği ve etkinliği nedeniyle seçilen spline interpolasyonu-Savitzky Golay hibrit prosedürü Homer3'te MotionCorrectSplineSG fonksiyonu (p = 0.99, FrameSize = 10 s parametreli) kullanılarak hareket artefaktları için düzeltilmiştir (Savitzky ve Golay, 1964; Jahani vd., 2018). Fonksiyon hareket kaynaklı artefaktları düzeltmek için spline tabanlı MARA (Hareket Artefaktı Azaltma Algoritması) algoritmasını (Scholkmann vd., 2010) Savitzky–Golay filtrelemesiyle birleştirmektedir. Bu filtreleme yöntemi, belirlenen bir veri aralığına üçüncü dereceden bir polinomun en küçük kareler yöntemiyle uydurulması prensibine dayanır. Ardından, aralığın tam ortasındaki veri noktası, polinomun tahmin ettiği yeni bir değerle değiştirilir. Yoğunluk sinyali (I) öncelikle 2 Hz'lik I_{lpf} kesme frekansı ile düşük geçişli filtreden geçirilir. Ardından I_{lpf} 'nin yaklaşık gradyanını hesaplamak için ayrık bir türev operatörü olan bir Sobel filtresi kullanılır:

$$G = convolution\ ([-1\ \ 0\ \ 1\ ],\ I_{lpf}) \tag{3.7}$$

Burada; I_{lpf} düşük geçiren filtre, G gradyan sinyalidir. Hareketler gradyan sinyalinde G aşırı uç değerler olarak gözlenir. Aykırı değerler ise çeyrekler arası aralık (IQR) kullanılarak belirlenir. Bu yöntemde G sinyali bölümlere ayrılır ve her bölüm için aykırı değer analizi yapılır (Aykırı değerler, verilerin üç eşit parçaya bölünmesiyle bulunmaktadır. Her bir parçayı bölen değerler birinci, ikinci ve üçüncü nicelikler (Q1, Q2 ve Q3) olarak adlandırılır. Q1 ve Q3 sırasıyla, sıralı G veri kümesinin birinci ve ikinci yarısındaki orta değerdir.).

$$IQR = \ Q_3 - Q_1 \tag{3.8}$$

$$Outlier = \ \{G|G < Q_1 - 1.5\ .IQR\ veya\ G > Q_3 + 1.5\ .IQR\ \} \tag{3.9}$$

Ayrıca, sinyalin standart sapması 1 saniye uzunluğunda bir pencere kaydırılarak çıkarılır. Daha sonra, sinyalin standart sapmasındaki aykırı değerler de gradyan üzerinde uygulanan aynı prosedürle tespit edilir. Tespit edilen tüm aykırı değerlerin birleşimi hareket artefaktı olarak kabul edilir.

Baz kaymalarının düzeltilmesi- spline interpolasyonu

Bu yöntemde, hareket artefaktı epoğu bir kübik spline interpolasyonu ile modellenir ve sonuç daha sonra gürültüden arındırılmış segmenti elde etmek için orijinal sinyalden çıkarılır. Spline interpolasyonu orijinal ve gürültüden arındırılmış sinyal arasında farklı sinyal seviyeleri oluşturduğundan, tüm zaman serisini yeniden

yapılandırmak için, her segmentin ortalama değerine ve önceki segmentin ortalama değerine göre tanımlanan bir değerle kaydırılması gerekir. Enterpolasyonun doğruluğu, spline fonksiyonunun derecesini tanımlayan [0, 1] aralığındaki p parametresi için uygun bir değer seçilmesine bağlıdır. P=1 için enterpolasyon kübik bir spline olurken, p=0 için enterpolasyon en küçük kareler düz çizgisi olacaktır. Bu çalışmada p=0,99 değeri kullanılmıştır.

Ani sıçramaların düzeltilmesi: Savitzky-Golay filtreleme

Dijital polinom filtresi veya en küçük kare yumuşatma filtresi olarak da bilinen SG filtreleme, sinyal serisinin her bir değerini, bitişik veri noktalarının ardışık alt kümesine bir polinom uydurmadan elde edilen yeni bir değerle değiştiren dijital bir yumuşatma filtresidir (Savitzky ve Golay, 1964). Uyum, 2n+1 komşu noktaya doğrusal en küçük kareler uyumu ile gerçekleştirilirken, n polinomun mertebesine eşit veya daha büyük olabilir. Ortalama alma işleminde ne kadar çok komşu kullanılırsa sinyal o kadar pürüzsüz hale gelir. En küçük kareler yumuşatma, sinyal bilgisini korurken gürültüyü bastırır.

3.4.3. Blok ortalama

Motor hareket ve motor imgeleme görevlerine karşılık gelen hemodinamik yanıtların zamansal özelliklerini değerlendirmek amacıyla, her bir görev için tanımlanan zaman penceresi doğrultusunda veri segmentleri çıkarılmış ve bu segmentler ortalama alınarak temsili yanıtlar elde edilmiştir. Analiz sürecinde, her bir görev için başlangıçtan önce 2 saniyelik ve görev sonrası 20 saniyelik zaman penceresi belirlenmiştir. Bunun için hmrBlockAvg fonksiyonu kullanılmıştır. Her katılımcı için ortalama HbO, HbR ve HbT yanıtları hesaplanmıştır. Blok ortalama yöntemi, bireysel varyasyonları azaltarak grup bazlı karşılaştırmalarda daha güvenilir sonuçlar elde edilmesini sağlamıştır. Görevle ilişkili hemodinamik değişiklikler ortaya konmuş ve gruplar arası farklılıklar istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

3.4.4. Konsantrasyon dönüşümü

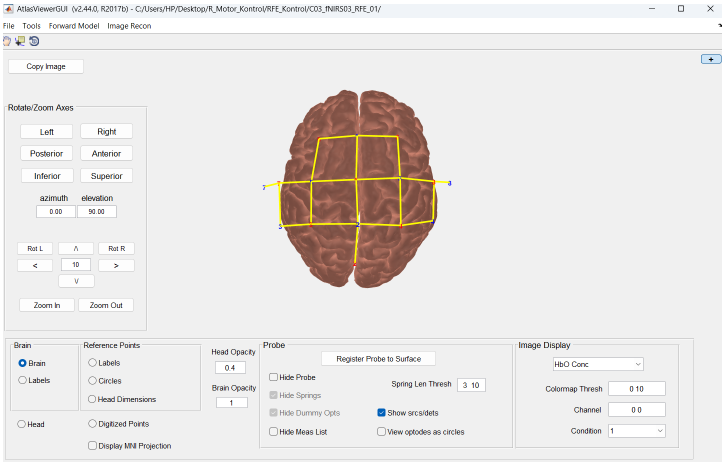
Temizlenen veriler giriş bölümünde anlatılan MBLL kullanılarak HbO, HbR ve HbT konsantrasyonlarına dönüştürülmüştür (Ferrari ve Quaresima, 2012). Bunun için Homer3'te OD2Conc fonksiyonu kullanılmıştır. HbO sinyal verileri, HbR sinyal verilerine (Xu et al., 2024; Bai et al., 2020) kıyasla daha belirgin aktivasyon gösterdiğinden, tüm analizler yalnızca HbO için sunulmuştur. Ayrıca Leff ve arkadaşları yaptığı çalışmada HbO değişimlerinin daha yaygın ve belirgin olduğunu HbR değişimlerinin ise bireyler arasında tutarlı olmadığını ve genellikle sınırlı bir alanda meydana geldiğini göstermiştir (Leff vd., 2011). Sonuç olarak HbO yanıtları, HbR 'ye kıyasla daha yaygın olarak gözlemlenmekte (Hirth vd., 1997; Cannestra vd., 2003; Sato vd., 2007) bireyler arası değişkenliği daha düşük olmakta (Maki vd., 1996; Watanabe vd., 1996; Miyai vd., 2001) ve daha yüksek sinyal-gürültü oranına sahip olup çapraz konuşma gibi faktörlerden daha az etkilenmektedir (Miyai vd., 2001; Strangman, Boas, vd., 2002; Leff d., 2011).

3.5. İstatistiksel Analiz

Çalışmada kontrol grubu ile sol alt ekstremite ampute hasta grubunun fNIRS HbO değerlerinin arasındaki istatistik analizler için SPSS 23 (SPSS Inc. Released 2021. PASW Statistics for Windows, Version 18.0. Chicago: SPSS Inc.) programı kullanılmıştır. Burada kontrol grubu ve sol alt ekstremite ampute hasta grubunun (ampute hasta sayısı 10'dan az olduğu için) korteks aktivasyonları arasındaki farklılıkları tespit etmek için non-parametrik testlerden Mann-Whitney U Test yöntemi tercih edilmiştir. Çalışmaya dahil edilen 2 replant ve 2 sağ alt ekstremite ampute hastasının kontrol grubu ile istatistiksel analizinde ise Crawford t-testi (John R Crawford ve Howell, 1998) uygulanmıştır. Crawford ve ark.(J.R. Crawford ve Garthwaite, 2002) bir hastanın karşılaştırıldığı kontrol örneklerinin genellikle küçük bir N değerine sahip olduğu tek vaka çalışmalarında özellikle yararlı olduğunu öne sürmektedir. Analizlerde farklılıkların belirlenmesi için %95 anlamlılık düzeyi (ya da α=0.05 hata payı) kullanılmış ve $p \leq 0.05$ anlamlı olarak kabul edilmiştir. Ayrıca çalışmaya dahil olan tüm grupların demografik özellikleri için tanımlayıcı istatistikler (ortalama, standart sapma) verilmiştir.

3.6. Kontrast Haritalama

Belirlenen tüm hareketlerin HbO değerlerinin beyin yüzeyinde yansıması ve görselleştirilmesi "Colin27" dijital beyin atlasını (Collins vd., 1998) kullanan AtlasViewer MATLAB araç kutusu kullanılarak gerçekleştirilmiştir (Christopher M. Aasted vd., 2015). AtlasViewer, fNIRS verilerinin anatomik haritalarla görselleştirilmesi ve işlenmesi için kullanılan bir MATLAB tabanlı yazılımdır (Şekil 3.12). Kaynak ve dedektörlerin kafa üzerindeki konumlarını göstererek prob yerleşimini anatomik yapılarla eşleştirir. Dolayısıyla beyin aktivitesini ve prob düzenini 3D olarak görselleştirir. Hemodinamik değişimlerin ölçüldüğü kanallar, ilgili anatomik bölgelerle (örneğin, prefrontal korteks, motor korteks) eşleştirilir. AtlasViewer, varsayılan olarak Colin27 modelini kullanır ve bu model Montreal Nörolojik Enstisü (MNI) koordinat sistemine hizalıdır. Dolayısıyla, analizler hem bireysel hem de grup düzeyinde standartlaştırılmış bir şekilde yapılabilir.

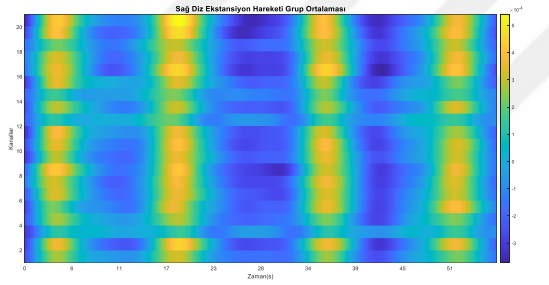
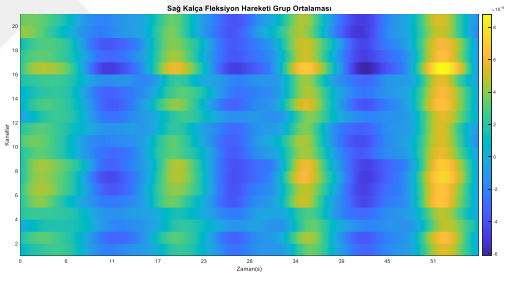
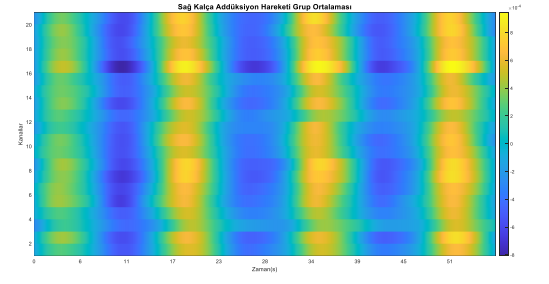
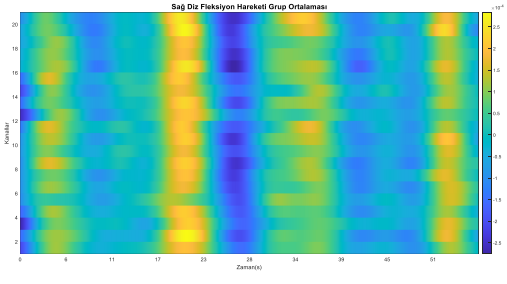


Şekil 3.12. AtlasViewer MATLAB arayüzü

4. BULGULAR

Tüm kasılma periyotlarında 21 kanal için harekete özgü ortalamaları yansıtan zamana göre değişim grafikleri oluşturularak ortalama HbO değişimleri incelenmiştir. 15 gönüllüye ait veriler için ortalama zaman-kanal karakteristiği MATLAB ortamında hesaplanmıştır. Çizelge 4.1.'de kontrol grubunun ortalama zaman serisi veri haritalama örnekleri verilmiştir. (Çizelge 4.1'de 0-8, 16-24, 32-40, 48-52 zaman aralıklarında kasılmanın gerçekleştirildiği anlar çizilmiştir. Deney prosedüründeki 5 saniyelik boş sekans çizdirilmemiştir). Dört tekrar alınan fNIRS kayıtlarının sağlıklı kontrol grubunda çok belirgin zaman epoklarını yansıttığı gözlemlenmiştir. Özellikle küçük uzuv hareketlerinde (ayak parmağı gibi) epoklarda ayrışım daha az net olsa da belirgindir. Motor imgeleme görevlerinde zaman epoklarında kaymalar meydana gelmiştir. Sağlıklı kontroller bu hareketleri imgelemede zorlanmış olduklarını bildirmişlerdir. Sonuç olarak kasılma ve dinlenme periyotlarının motor hareketlerde net bir şekilde ayrıştığı, motor imgelemede dinlenme süresinde aktivitenin devam ettiği ancak yine hareketin imgrelendiği andan daha düşük bir aktivitenin mevcut olduğu görülmüştür. Hasta grubunun zaman serisi veri haritasında ise epoklar arası geçişlerin iç içe olduğu tespit edilmiştir.

Çizelge 4.1. Kanal bazlı zaman serisi veri haritalaması HbO grup ortalama sonuçları

RKE	RHF
	
RHD	**RKF**
	

4.1. İstatistiksel Bulgular

4.1.1. Hasta grubu motor hareketler istatistiksel bulguları

Sol alt ekstremite ampute hastaları ile kontrol grup motor hareket HbO değerlerinin karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri Çizelge 4.2'de verilmiştir. Kontrol grup ve sol alt ekstremite ampute hasta grubunda parmak hareketlerinde (RTE, RTF) ve abdüksiyon-addüksiyon (RHB, RHD, LHB, LHD) hareketlerinde farklılık

olmadığı gözlemlenmiştir. RFE hareketinde M1-leg (FC2-C2), RFF hareketinde somatosensoriyel ilişki korteksi (CP1- CPz) hariç kontrol grubu ile benzerdir. RKF hareketinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur. Ancak RKE hareketinde ön motor ve ek motor alanı (Cz-FCz), birincil motor korteks (Cz-CPz), somatosensoriyel ilişki korteksi (CP1-CPz) ve M1-leg (FC1-FCz, FC2- C2) alanlarında farklılıklar vardır. RHF hareketinde birincil motor korteks (Cz-C2) kontrol ve sol alt ekstremite ampute hasta grubunda istatistiksel olarak anlamlı farklılık mevcuttur. En çok istatistiksel olarak anlamlı farklılık ise LKF hareketinde M1-leg (FC1-C1), birincil somatosensoriyel korteks (C3-C5, C4-C2, C4-CP4, C4-C2, C4-C6) alanlarında bulunmuştur. LHE hareketinde ise birincil somatosensoriyel korteks (C3-C1) alanında istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir. Sol alt ekstremite ampute grubunda, farklılık çıkan sol taraf hareketlerde, (LKF-LHE) somatosensoriyel alanlarda maksimum aktiviteler göstermiştir (Çizelge 4.2). Bu bulgular, sol alt ekstremite ampute bireylerde özellikle sol taraf motor hareketlerinde somatosensoriyel korteks aktivitesinin belirgin şekilde arttığını göstermektedir. Bu durum, ampütasyon sonrası kortikal yeniden yapılanma süreçlerinin somatosensoriyel bölgelerde daha belirgin olabileceğine işaret etmektedir.

Çizelge 4.2. Sol alt ekstremite ampute hastaları ile kontrol grup motor hareket HbO değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması

p-değeri	Cz - FCz	Cz - CPz	Cz - C1	Cz - C2	Pz - CPz	CP1 - CPz	CP1 - CP3	CP1 - C1	CP2 - CPz	CP2 - CP4	CP2 - C2	FC1 - FCz	FC1 - C1	FC2 - FCz	FC2 - C2	C3 - CP3	C3 - C1	C3 - C5	C4 - CP4	C4 - C2	C4 - C6
RTE	0,19	0,31	0,16	0,13	0,19	0,48	0,48	0,13	0,76	0,23	0,07	0,16	0,05	0,23	0,11	0,19	0,19	0,19	0,13	0,16	0,36
RTF	0,19	0,84	0,08	0,23	0,27	0,54	0,54	0,63	0,61	0,23	0,36	0,13	0,07	0,42	0,54	0,16	0,11	0,07	0,42	0,36	0,36
RFE	0,42	0,36	0,42	0,08	0,48	1	0,36	0,19	0,48	0,36	0,27	0,76	0,13	0,13	0,03*	0,23	0,08	0,05	0,23	0,08	0,61
RFF	0,07	0,23	0,76	0,54	0,05	0,03*	0,13	0,27	0,05	0,19	0,48	0,13	0,45	0,13	0,23	0,68	0,92	1	0,23	0,13	0,31
RKE	0,02*	0,0	0,19	0,27	0,27	0,04*	0,31	0,92	0,13	0,16	1	0,02*	0,61	0,07	0,02*	0,13	0,23	0,48	0,27	0,54	1
RKF	0,92	0,92	0,31	0,36	0,42	1	1	0,76	0,36	0,11	0,27	0,48	0,61	0,92	0,27	0,76	0,11	0,84	0,68	0,13	0,16
RHE	0,54	0,21	0,36	0,48	0,11	0,48	0,54	0,68	0,48	0,61	0,48	0,76	0,13	0,61	0,84	0,48	0,31	0,23	0,11	0,36	0,42
RHF	0,54	0,39	0,46	0,03*	0,14	0,71	0,18	0,09	0,54	0,27	0,09	0,54	0,80	0,46	0,18	0,09	0,18	0,22	0,71	0,54	0,90
RHB	0,36	0,54	0,48	0,36	0,84	0,68	0,68	0,84	0,99	0,48	0,36	0,16	0,99	0,19	0,61	0,76	0,68	0,61	0,92	0,42	0,76
RHD	0,31	0,44	0,37	0,85	0,26	0,59	0,67	0,76	0,59	0,51	0,85	0,85	0,95	0,44	0,51	0,76	0,85	0,59	0,37	0,76	0,59
LKE	0,99	0,48	0,42	0,54	0,61	0,23	0,36	0,19	0,92	0,68	0,27	0,84	0,68	0,84	0,99	0,92	0,27	0,84	0,84	0,23	0,76
LKF	0,19	0,84	0,84	0,68	0,54	0,92	0,76	0,31	0,13	0,23	0,23	0,99	0,02*	0,84	0,42	0,54	0,134	0,02*	0,04*	0,04*	0,01*
LHE	0,76	0,68	0,36	0,08	0,92	0,92	0,92	0,08	0,13	0,84	0,61	0,31	0,11	0,23	0,31	0,31	0,03*	0,16	0,84	0,16	0,68
LHF	0,05	0,42	0,68	0,54	0,36	0,42	0,19	0,68	0,76	0,92	0,31	0,42	0,68	0,76	0,68	0,99	0,27	0,92	0,92	0,31	0,68
LHB	0,45	0,67	0,52	0,11	0,83	0,91	0,75	0,45	0,83	0,59	0,39	0,45	0,75	0,75	0,75	0,91	0,75	0,59	0,45	0,33	0,28
LHD	0,16	0,67	0,20	0,59	0,45	0,24	0,59	0,99	0,52	0,75	0,28	0,91	0,39	0,83	0,52	0,83	0,33	0,28	0,67	0,24	0,91

Kontrol grubu ve sağ alt ekstremite ampute (A3 ve A6) hastalarının motor harekelerinin HbO değerlerinin istatistiksel karşılaştırmaları sonucu elde edilen p değerleri Çizelge 4.3. ve Çizelge 4.4.'de verilmiştir. A3 sağ alt ekstremite ampute hastasının RKE, RHE, RHF, RHB, LFE, LHE, LHF, LHD hareketlerinde anlamlı farklılık gözlemlenmemiştir. En çok farklılık LKE ve LKF hareketinde gözlemlenmiştir. LKE hareketinde somatosensoriyel ilişki korteksi (CP1-CPz), somatosensoriyel ilişki korteksi-birinci motor korteks (CP1-C1) ve M1-bacak (FC1-FCz) alanlarında LKF hareketinde ise somatosensoriyel ilişki korteksi-birinci motor korteks (CP1-CP3) ve birinci motor

korteks (Cz-CPz, Cz-C1) alanlarında farklılık mevcuttur. RKF hareketinde M1-bacak (FC2-FCz), RHD hareketinde somatosensoriyel ilişki korteksi (Pz-CPz), LTF hareketinde birincil somatosensoriyel korteks (C3-CP4), LFF hareketinde ise birincil somatosensoriyel korteks (C4-CP4) alanlarında meydana gelen farklılık tek kanaldadır. LTE hareketinde M1-bacak bölgesinde (FC2-FCz, FC2-C2) iki kanalda farklılık gözlemlenmiştir (Çizelge 4.3.).

Çizelge 4.3. A3 ile kontrol grup motor hareket HbO değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması

p-değeri	Cz - FCz	Cz - CPz	Cz - C1	Cz - C2	Pz - CPz	CP1 - CPz	CP1 - CP3	CP1 - C1	CP2 - CPz	CP2 - CP4	CP2 - C2	FC1 - FCz	FC1 - C1	FC2 - FCz	FC2 - C2	C3 - CP3	C3 - C1	C3 - C5	C4 - CP4	C4 - C2	C4 - C6
RKE	0.18	0.95	0.97	0.69	0.24	0.15	0.11	0.25	0.93	0.72	0.78	0.56	0.86	0.47	0.64	0.49	0.74	0.49	0.79	0.15	0.57
RKF	0.70	0.28	0.56	0.47	0.83	0.72	0.91	0.41	0.88	0.26	0.84	0.48	0.52	0.01*	0.45	0.85	0.17	0.74	0.45	0.87	0.10
RHE	0.46	0.77	0.22	0.50	0.74	0.57	0.64	0.32	0.20	0.57	0.53	0.55	0.20	0.91	0.87	0.76	0.53	0.95	0.61	0.47	0.93
RHF	0.24	0.84	0.43	0.85	0.88	0.85	0.10	0.24	0.88	0.38	0.24	0.71	0.22	0.95	0.85	0.65	0.89	0.84	0.66	0.36	0.36
RHB	0.61	0.34	0.19	0.10	0.90	0.74	0.82	0.92	0.63	0.38	0.29	0.25	0.83	0.19	0.95	0.81	0.47	0.21	0.59	0.44	0.95
RHD	0.75	0.48	0.67	0.89	0.03*	0.46	0.34	0.40	0.98	0.68	0.18	0.88	0.36	0.85	0.88	0.63	0.52	0.96	0.03*	0.80	0.49
LTE	0.71	0.34	0.57	0.12	0.45	0.53	0.53	0.14	0.10	0.38	0.05	0.99	0.49	0.03*	0.03*	0.29	0.12	0.51	0.78	0.96	0.64
LTF	0.05	0.86	0.91	0.08	0.51	0.87	0.74	0.68	0.05	0.28	0.06	0.35	0.89	0.45	0.60	0.56	0.00*	0.26	0.39	0.98	0.66
LFE	0.44	0.94	0.54	0.49	0.51	0.53	0.97	0.09	0.61	0.15	0.31	0.56	0.11	0.97	0.42	0.49	0.60	0.15	0.37	0.87	0.77
LFF	0.09	0.38	0.98	0.10	0.27	0.52	0.68	0.51	0.70	0.77	0.17	0.25	0.83	0.65	0.49	0.19	0.10	0.27	0.00*	0.34	0.90
LKE	0.10	0.16	0.78	0.12	0.20	0.00*	0.86	0.00*	0.20	0.59	0.50	0.02*	0.67	0.04*	0.70	0.16	0.42	0.48	0.55	0.36	0.94
LKF	0.74	0.00*	0.00*	0.13	0.19	0.32	0.01*	0.07	0.06	0.24	0.43	0.10	0.78	0.17	0.09	0.38	0.20	0.68	0.27	0.16	0.59
LHE	0.09	0.72	0.72	0.72	0.89	0.80	0.94	0.20	0.94	0.58	0.85	0.60	0.74	0.48	0.49	0.30	0.99	0.61	0.96	0.26	0.71
LHF	0.58	0.48	0.84	0.81	0.85	0.63	0.63	0.17	0.43	0.79	0.89	0.95	0.75	0.60	0.48	0.96	0.82	0.77	0.86	0.85	0.83
LHB	0.41	0.91	0.01*	0.38	0.11	0.50	0.70	0.72	0.47	0.83	0.76	0.36	0.51	0.43	0.26	0.33	0.12	0.32	0.35	0.85	0.37
LHD	0.54	0.91	0.81	0.54	0.17	0.73	0.40	0.51	0.91	0.23	0.60	0.92	0.54	0.99	0.74	0.82	0.96	0.25	0.85	0.66	0.97

A6 sağ alt ekstremite ampute hastasının motor hareketlerinde RHE, RHF, RHD, LTF, LHD hareketlerinde anlamlı bir farklılık yoktur. Ancak bazı hareketlerde belirli beyin bölgelerinde farklılıklar gözlemlenmiştir. RKE hareketinde, farklılıklar birinci motor korteks (Cz-CPz), somatosensoriyel ilişki korteksi (CP1-CPz) ve birincil somatosensoriyel korteks (C4-C2) kanallarında belirlenmiştir. LKF hareketinde, somatosensoriyel ilişki korteksi ve birinci motor korteks (CP2-CP4) ile birincil somatosensoriyel korteks (C3-C1, C4-CP4) bölgelerinde farklılıklar tespit edilmiştir. RKF hareketinde, M1-bacak (FC1-FCz) ve birincil somatosensoriyel korteks (C3-CP3) bölgelerinde farklılık gözlemlenmiştir. LFE hareketinde, M1-bacak (FC1-FCz) ve birinci motor korteks (Cz-C2) bölgelerinde farklılık tespit edilmiştir. LTE hareketinde, birincil somatosensoriyel korteks (C4-C6), LHE hareketinde C3-C5, LHB hareketinde ise CP1-CP3 kanallarında tek bir kanalda farklılık gözlemlenmiştir (Çizelge 4.4.).

Çizelge 4.4. A6 ile kontrol grup motor hareket HbO değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması

p-değeri	Cz - FCz	Cz - CPz	Cz - C1	Cz - C2	Pz - CPz	CP1 - CPz	CP1 - CP3	CP1 - C1	CP2 - CPz	CP2 - CP4	CP2 - C2	FC1 - FCz	FC1 - C1	FC2 - FCz	FC2 - C2	C3 - CP3	C3 - C1	C3 - C5	C4 - CP4	C4 - C2	C4 - C6
RKE	0.94	0.00*	0.97	0.08	0.85	0.00*	0.91	0.22	0.88	0.66	0.17	0.41	0.11	0.88	0.12	0.86	0.18	0.46	0.52	0.01*	0.57
RKF	0.16	0.40	0.92	0.46	0.94	0.09	0.72	0.33	0.13	0.37	0.63	0.01*	0.78	0.85	0.60	0.02*	0.37	0.46	0.89	0.91	0.10
RHE	0.18	0.41	0.34	0.50	0.54	0.81	0.93	0.50	0.41	0.64	0.82	0.96	0.15	0.91	0.46	0.84	0.75	0.64	0.61	0.64	0.07
RHF	0.24	0.72	0.71	0.92	0.30	0.63	0.78	0.27	0.72	0.92	0.77	0.66	0.95	0.63	0.85	0.66	0.65	0.68	0.47	0.29	0.28
RHB	0.67	0.39	0.38	0.18	0.90	0.94	0.42	0.56	0.51	0.97	0.49	0.97	0.06	0.18	0.77	0.49	0.34	0.26	0.59	0.35	0.33
RHD	0.75	0.43	0.97	0.37	0.47	0.69	0.88	0.05	0.98	0.68	0.46	0.74	0.27	0.79	0.06	0.72	0.86	0.93	0.54	0.72	0.63
LTE	0.55	0.08	0.51	0.20	0.58	0.42	0.75	0.61	0.53	0.24	0.47	0.53	0.16	0.10	0.43	0.55	0.20	0.30	0.78	0.85	0.02*
LTF	0.68	0.11	0.73	0.47	0.59	0.42	0.88	0.52	0.81	0.10	0.09	0.41	0.11	0.44	0.82	0.50	0.62	0.42	0.81	0.67	0.88
LFE	0.21	0.36	0.87	0.03*	0.19	0.81	0.69	0.10	0.77	0.51	0.56	0.04*	0.26	0.31	0.07	0.44	0.72	0.39	0.08	0.60	0.51
LFF	0.47	0.43	0.53	0.05	0.03*	0.59	0.12	0.61	0.87	0.87	0.53	0.15	0.53	0.15	0.53	0.46	0.22	0.32	0.79	0.00*	0.29
LKE	0.27	0.23	0.10	0.35	0.52	0.00*	0.43	0.30	0.83	0.22	0.90	0.26	0.39	0.69	0.41	0.08	0.88	0.20	0.93	0.91	0.14
LKF	0.51	0.60	0.21	0.10	0.05	0.48	0.80	0.66	0.42	0.00*	0.30	0.23	0.10	0.85	0.05	0.89	0.02*	0.78	0.02*	0.19	0.59
LHE	0.21	0.75	0.28	0.99	0.20	0.65	0.20	0.83	0.19	0.85	0.28	0.63	0.48	0.43	0.21	0.71	0.00*	0.99	0.26	0.81	0.24
LHF	0.51	0.86	0.08	0.56	0.53	0.22	0.90	0.00*	0.06	0.71	0.02*	0.12	0.17	0.99	0.05	0.30	0.69	0.00*	0.42	0.68	0.23
LHB	0.23	0.13	0.35	0.45	0.18	0.48	0.04*	0.61	0.69	0.97	0.36	0.26	0.34	0.21	0.49	0.76	0.08	0.73	0.54	0.68	0.78
LHD	0.56	0.85	0.48	0.60	0.43	0.68	0.11	0.61	0.27	0.98	0.55	0.07	0.35	0.94	0.66	0.23	0.69	0.76	0.85	0.76	0.11

Bu bulgular, sağ alt ekstremite ampute bireylerde özellikle karşı taraf (sol taraf) motor hareketlerinde somatosensoriyel ve motor korteks alanlarında belirgin kortikal farklılıkların oluştuğunu göstermektedir. A3 bireyinde LKE ve LKF hareketleri sırasında çoklu kanallarda gözlemlenen farklılıklar, bu hareketlerin beyin aktivitesi üzerinde daha güçlü etkiler oluşturduğunu düşündürmektedir. A6 bireyinde ise RKE ve LKF hareketlerinde yaygın aktivasyon farklılıkları, bireysel plastisite sürecinin hareket türüne ve kortikal organizasyona göre değişebileceğine işaret etmektedir. Genel olarak, her iki bireyde de sol taraf motor hareketlerine ait beyin bölgelerinde meydana gelen anlamlı farklılıklar, ampütasyon sonrası kortikal yeniden yapılanmanın lateralize ve hareket bazlı olabileceğini göstermektedir.

Kontrol grubu ve A7 çift ampute hastasının motor harekelerinin HbO değerlerinin istatistiksel karşılaştırmaları sonucu elde edilen p değerleri Çizelge 4.5'te verilmiştir. A7'nin RHE, RHF, RHB, LHE, LHF, LHD hareketlerinde kontrol grup ile arasında istatistiksel anlamlı bir farklılık yoktur. RHD hareketinde, farklılıklar birincil motor korteks-somatosensoriyel ilişki korteksi (CP2-CPz), M1-bacak (FC1-C1), birincil somatosensoriyel korteks (C3-C1), birincil somatosensoriyel korteks (C4-CP4) kanallarında belirlenmiştir. LHB hareketinde ise farklılıklar birincil motor korteks (Cz-C1), birincil motor korteks- somatosensoriyel ilişki korteksi (CP1-CP3) kanallarında gözlemlenmiştir. A7 çift ampute hastasında bazı motor hareketlerde kontrol grubuyla benzer aktivite gözlemlenmiş olsa da, RHD ve LHB hareketlerinde birincil motor ve somatosensoriyel bölgelerde ortaya çıkan farklılıklar, çift taraflı ampütasyonun kortikal organizasyon üzerinde belirgin etkiler yaratabileceğini göstermektedir. Bu durum,

bilateral ampütasyonun motor-somatosensoriyel entegrasyonu daha geniş alanlarda etkileyebileceğine işaret etmektedir.

Çizelge 4.5. A7 ile kontrol grup motor hareket HbO değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması

p-değeri	Cz - FCz	Cz - CPz	Cz - C1	Cz - C2	Pz - CPz	CP1 - CPz	CP1 - CP3	CP1 - C1	CP2 - CPz	CP2 - CP4	CP2 - C2	FC1 - FCz	FC1 - C1	FC2 - FCz	FC2 - C2	C3 - CP3	C3 - C1	C3 - C5	C4 - CP4	C4 - C2	C4 - C6
RHE	0.64	0.52	0.28	0.60	0.35	0.38	0.89	0.25	0.35	0.89	0.38	0.82	0.42	0.43	0.39	0.12	0.10	0.48	0.34	0.11	0.64
RHF	0.77	0.48	0.70	0.98	0.90	0.70	0.14	0.79	0.23	0.29	0.42	0.54	0.95	0.82	0.57	0.47	0.74	0.77	0.55	0.32	0.65
RHB	0.65	0.70	0.86	0.42	0.62	0.46	0.91	0.38	0.97	0.82	0.96	0.38	0.82	0.26	0.98	0.66	0.25	0.83	0.66	0.94	0.50
RHD	0.14	0.70	0.08	0.84	0.07	0.26	0.69	0.46	0.04*	0.73	0.25	0.66	0.02*	0.96	0.09	0.66	0.00*	0.78	0.01*	0.77	0.14
LHE	0.44	0.24	0.39	0.89	0.74	0.62	0.73	0.61	0.66	0.17	0.50	0.43	0.59	0.17	0.77	0.67	0.94	0.35	0.60	0.43	0.68
LHF	0.85	0.15	0.81	0.51	0.69	0.77	0.61	0.14	0.75	0.25	0.65	0.51	0.46	0.19	0.78	0.32	0.83	0.92	0.94	0.99	0.95
LHB	0.05	0.20	0.02*	0.71	0.28	0.42	0.00*	0.35	0.29	0.67	0.13	0.88	0.36	0.43	0.14	0.53	0.12	0.66	0.51	0.52	0.42
LHD	0.67	0.94	0.66	0.10	0.69	0.36	0.17	0.18	0.79	0.60	0.88	0.98	0.51	0.69	0.78	0.93	0.91	0.28	0.30	0.35	0.35

Kontrol grup ve sol alt ekstremite replant (R1), sağ alt ekstremite replant (R2) olan hastaların motor harekelerinin HbO değerlerinin istatistiksel karşılaştırmaları sonucu elde edilen p değerleri Çizelge 4.6 ve Çizelge 4.7'de verilmiştir. R1 ve R2 hastalarının kontrol grubuna göre tüm hareketlerde anlamlı farklılıklar bulunduğunu göstermiştir. R1 için farklılıklar RTE, RHE, RHF, RHD, LFE, LFF, LHE, LHF, LHB, LHD hareketleri için sadece tek lokasyon ile sınırlıdır. En fazla farklılık RKE, RHB, RTF, LKF hareketlerinde gözlemlenmiştir (Çizelge 4.6.). R1 hastasında çoğu hareketteki farklılıkların tek lokasyonla sınırlı olması, replantasyon sonrası motor kortikal aktivitenin kısmen normale döndüğünü gösterebilir. Ancak RKE, RHB, RTF ve LKF gibi hareketlerdeki yaygın farklılıklar, bazı motor fonksiyonlarda hala belirgin nörokortikal adaptasyonların sürdüğüne işaret etmektedir.

Çizelge 4.6. R1 ile kontrol grup motor hareket HbO değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması

p-değeri	Cz - FCz	Cz - CPz	Cz - C1	Cz - C2	Pz - CPz	CP1 - CPz	CP1 - CP3	CP1 - C1	CP2 - CPz	CP2 - CP4	CP2 - C2	FC1 - FCz	FC1 - C1	FC2 - FCz	FC2 - C2	C3 - CP3	C3 - C1	C3 - C5	C4 - CP4	C4 - C2	C4 - C6
RTE	0,73	0,54	0,46	0,80	0,39	0,26	0,31	0,24	0,36	0,30	0,52	0,22	0,21	0,79	0,76	0,28	0,24	0,29	0,53	0,05*	0,86
RTF	0,59	0,08	0,10	0,22	0,01*	0,00*	0,03*	0,05	0,20	0,02*	0,10	0,21	0,08	0,67	0,05*	0,09	0,20	0,00*	0,12	0,92	0,09
RFE	0,76	0,36	0,75	0,30	0,22	0,25	0,17	0,03*	0,19	0,06	0,38	0,52	0,43	0,24	0,01*	0,35	0,23	0,342	0,47	0,00*	0,86
RFF	0,69	0,98	0,98	0,37	0,75	0,88	0,93	0,23	0,88	0,92	0,57	0,69	0,60	0,17	0,01*	0,78	0,64	0,82	0,99	0,54	0,02*
RKE	0,00*	0,12	0,00*	0,00*	0,17	0,06	0,10	0,05	0,08	0,10	0,06	0,02*	0,04*	0,00*	0,00*	0,30	0,05*	0,35	0,28	0,99	0,56
RKF	0,86	0,36	0,28	0,85	0,09	0,06	0,14	0,10	0,11	0,14	0,38	0,66	0,29	0,97	0,42	0,42	0,27	0,75	0,02*	0,01*	0,98
RHE	0,89	0,97	0,90	0,62	0,85	0,95	0,74	0,80	0,82	0,56	0,81	0,90	0,97	0,73	0,51	0,17	0,54	0,54	0,59	0,01*	0,16
RHF	0,78	0,35	0,61	0,33	0,23	0,30	0,41	0,22	0,52	0,25	0,27	0,29	0,14	0,04*	0,28	0,49	0,27	0,32	0,47	0,10	0,86
RHB	0,00*	0,15	0,08	0,00*	0,18	0,13	0,06	0,60	0,01	0,00*	0,01*	0,00*	0,26	0,00*	0,06	0,21	0,34	0,39	0,10	0,00*	0,43

(Devamı Arkada)

Çizelge 4.6'nın devamı

RHD	0,31	0,21	0,14	0,48	0,30	0,37	0,14	0,11	0,22	0,42	0,43	0,10	0,13	0,32	0,00*	0,27	0,16	0,16	0,99	0,33	0,21
LTE	0,54	0,74	0,94	0,95	0,63	0,94	0,57	0,96	0,36	0,23	0,35	0,55	0,82	0,18	0,02*	0,47	0,48	0,81	0,56	0,07	0,75
LTF	0,87	0,04*	0,15	0,23	0,13	0,67	0,12	0,58	0,12	0,01	0,08	0,15	0,03*	0,74	0,25	0,14	0,13	0,14	0,45	0,00*	0,90
LFE	0,04*	0,89	0,75	0,94	0,74	0,63	0,69	0,47	0,41	0,42	0,61	0,87	0,95	0,00*	0,85	0,43	0,71	0,47	0,72	0,07	0,69
LFF	0,67	0,00*	0,14	0,07	0,00*	0,01*	0,04*	0,13	0,00*	0,38	0,07	0,64	0,95	0,10	0,09	0,16	0,36	0,87	0,02*	0,88	0,75
LKE	0,00*	0,48	0,84	0,87	0,35	0,66	0,40	0,87	0,62	0,83	0,92	0,74	0,65	0,84	0,35	0,54	0,67	0,33	0,90	0,66	0,77
LKF	0,80	0,22	0,47	0,95	0,93	0,32	0,49	0,43	0,31	0,70	0,95	0,25	0,47	0,01*	0,92	0,41	0,66	0,92	0,67	0,90	0,87
LHE	0,05*	0,18	0,29	0,57	0,31	0,19	0,20	0,67	0,27	0,21	0,85	0,38	0,59	0,06	0,75	0,70	0,64	0,46	0,23	0,89	0,68
LHF	0,02*	0,53	0,52	0,91	0,61	0,65	0,67	0,79	0,68	0,65	0,72	0,44	0,60	0,39	0,15	0,99	0,73	0,96	0,74	0,99	0,29
LHB	0,73	0,54	0,46	0,80	0,39	0,26	0,31	0,24	0,36	0,30	0,52	0,22	0,21	0,79	0,76	0,28	0,24	0,29	0,53	0,05*	0,86
LHD	0,59	0,08	0,10	0,22	0,01*	0,00*	0,03*	0,05	0,20	0,02*	0,10	0,21	0,08	0,67	0,05*	0,09	0,20	0,00*	0,12	0,92	0,09

Çizelge 4.7. R2 ile kontrol grup motor hareket HbO değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması

p-değeri	**Cz - FCz**	**Cz - CPz**	**Cz - C1**	**Cz - C2**	**Pz - CPz**	**CP1 - CPz**	**CP1 - CP3**	**CP1 - C1**	**CP2 - CPz**	**CP2 - CP4**	**CP2 - C2**	**FC1 - FCz**	**FC1 - C1**	**FC2 - FCz**	**FC2 - C2**	**C3 - CP3**	**C3 - C1**	**C3 - C5**	**C4 - CP4**	**C4 - C2**	**C4 - C6**
RTE	0.06	0.37	0.42	0.88	0.93	0.00*	0.40	0.48	0.17	0.61	0.00*	0.58	0.70	0.02*	0.83	0.91	0.33	0.53	0.58	0.00	0.83
RTF	0.87	0.00*	0.67	0.41	0.38	0.00*	0.29	0.57	0.77	0.89	0.74	0.49	0.36	0.31	0.15	0.95	0.96	0.24	0.01*	0.46	0.72
RFE	0.88	0.50	0.98	0.62	0.13	0.37	0.24	0.86	0.87	0.00*	0.17	0.26	0.29	0.38	0.05	0.49	0.95	0.82	0.08	0.39	0.58
RFF	0.20	0.72	0.28	0.40	0.68	0.00*	0.19	0.23	0.08	0.29	0.06	0.84	0.40	0.87	0.29	0.26	0.05	0.76	0.85	0.31*	0.29
RKE	0.94	0.14	0.45	0.76	0.44	0.00*	0.39	0.06	0.88	0.34	0.23	0.52	0.03*	0.28	0.16	0.21	0.92	0.37	0.79	0.02*	0.48
RKF	0.70	0.01*	0.05	0.26	0.19	0.42	0.04*	0.41	0.88	0.04*	0.72	0.00*	0.52	0.00*	0.96	0.55	0.72	0.02*	0.02*	0.03*	0.96
RHE	0.27	0.79	0.22	0.79	0.25	0.00*	0.28	0.61	0.30	0.88	0.42	0.63	0.72	0.34	0.87	0.07	0.80	0.00*	0.02*	0.77	0.93
RHF	0.32	0.04*	0.17	0.90	0.21	0.01*	0.63	0.00*	0.72	0.10	0.83	0.01*	0.55	0.56	0.85	0.12	0.75	0.70	0.88	0.10	0.51
RHB	0.88	0.39	0.83	0.43	0.93	0.34	0.98	0.30	0.91	0.00*	0.68	0.45	0.83	0.00*	0.77	0.21	0.05	0.20	0.28	0.63	0.95
RHD	0.96	0.00*	0.70	0.00	0.59	0.00	0.13	0.74	0.59	0.95	0.89	0.77	0.62	0.00*	0.57	0.11	0.76	0.08	0.08	0.60	0.78
LTE	0.71	0.85	0.44	0.68	0.88	0.02*	0.13	0.94	0.13	0.91	0.01*	0.03*	0.64	0.08	0.60	0.39	0.01*	0.11	0.42	0.14	0.04*
LTF	0.74	0.01*	0.22	0.45	0.08	0.87	0.88	0.00*	0.81	0.32	0.21	0.49	0.31	0.48	0.70	0.01*	0.11	0.56	0.81	0.64	0.02*
LFE	0.98	0.08	0.67	0.01*	0.97	0.08	0.80	0.06	0.72	0.12	0.91	0.04*	0.92	0.07	0.79	0.11	0.72	0.05	0.62	0.07	0.77
LFF	0.79	0.03*	0.98	0.43	0.11	0.00*	0.25	0.77	0.08	0.44	0.00*	0.41	1	0.00*	0.68	0.08	0.64	0.00*	0.00*	0.93	0.73
LKE	0.27	0.28	0.50	0.72	0.11	0.00*	0.86	0.67	0.52	0.00*	0.20	0.34	0.04*	0.25	0.70	0.01*	0.28	0.05	0.28	0.74	0.27
LKF	0.74	0.30	0.68	0.00	0.39	0.00*	0.24	0.82	0.42	0.00*	0.05	0.66	0.45	0.22	0.49	0.00*	0.03*	0.29	0.55	0.37	0.08
LHE	0.31	0.99	0.13	0.87	0.08	0.99	0.03*	0.90	0.28	0.07	0.60	0.16	0.48	0.15	0.02*	0.98	0.32	0.00*	0.61	0.00*	0.36
LHF	0.67	0.00*	0.07	0.30	0.04*	0.12	0.11	0.75	0.63	0.94	0.21	0.31	0.03*	0.66	0.09	0.69	0.16	0.32	0.45	0.98	0.83
LHB	0.45	0.01*	0.03*	0.23	0.10	0.65	0.17	0.88	0.66	0.01	0.17	0.34	0.51	0.00*	0.49	0.32	0.18	0.75	0.11	0.88	0.28
LHD	0.04*	0.51	0.17	0.63	0.96	0.00*	0.40	0.61	0.47	0.37	0.19	0.94	0.67	0.64	0.20	0.67	0.07	0.57	0.85	0.84	0.61

R2'de ise tüm hareketlerde farklılık bulunmaktadır ve en fazla kanalda anlamlı istatistiksel farklılık RKF, LFF, RHF, LKE, LKF hareketlerinde gözlemlenmiştir. (Çizelge 4.7.).

4.1.2. Hasta grubu motor imgeleme istatistiksel bulguları

Sol alt ekstremite ampute hastaları ile kontrol grup motor imgeleme görevleri HbO değerlerinin karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri Çizelge 4.8'de verilmiştir. Bu istatistiksel karşılaştırılma incelendiğinde jRTE'de birincil motor korteks-somatosensoriyel ilişki korteksi (CP2-CP4), M1-bacak (FC1-C1), birincil somatosensoriyel korteks (C3-C5), jRHF'de birincil motor korteks- somatosensoriyel ilişki korteksi (CP2-C2), M1-bacak (FC2- FCz) ve jLHD' de ise birincil somatosensoriyel korteks (C4-C6) alanlarında bulunan kanallarda farklılık bulunmuştur. Somatosensoriyel korteksteki farklılıklar, bu hareketin imgelenmesi sırasında duyusal girdilerin işlenme yollarındaki değişikliklere işaret edebilir. Bu farklılıklar, alt ekstremite amputasyonu sonrası beyin korteksinin yeniden organize olduğunu ve nöroplastisite süreçlerinin devreye girdiğini göstermektedir. Amputasyon sonrası beyin, eksik olan vücut parçasına ait hareketleri imgelerken yeni sinirsel bağlantılar oluşturarak adaptasyon gösterdiği söylenebilir.

Çizelge 4.8. Kontrol grubu-sol alt ekstremite ampute hasta grubu motor imgeleme HbO değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması

p-değeri	Cz - FCz	Cz - CPz	Cz - C1	Cz - C2	Pz - CPz	CP1 - CPz	CP1 - CP3	CP1 - C1	CP2 - CPz	CP2 - CP4	CP2 - C2	FC1 - FCz	FC1 - C1	FC2 - FCz	FC2 - C2	C3 - CP3	C3 - C1	C3 - C5	C4 - CP4	C4 - C2	C4 - C6
jRTE	0,36	0,13	0,13	0,27	0,11	0,92	0,76	0,27	0,31	0,04*	0,11	0,54	0,03*	0,31	0,13	0,16	0,07	0,01*	0,07	0,11	0,36
jRTF	0,19	0,92	0,48	0,16	0,48	0,36	0,92	0,48	0,99	0,61	0,42	0,84	0,19	0,92	0,61	0,84	0,76	0,13	0,76	0,31	0,27
jRFE	0,54	0,36	0,99	0,84	0,76	0,36	0,68	0,31	0,36	0,92	0,54	0,61	0,42	0,76	0,61	0,54	0,76	0,76	0,76	0,84	0,92
jRFF	0,61	0,42	0,31	0,61	0,61	0,68	0,68	0,92	0,92	0,92	0,54	0,68	0,16	0,68	0,92	0,84	0,61	0,84	0,84	0,76	0,61
jRKE	0,61	0,54	0,92	0,31	0,19	0,36	0,92	0,92	0,48	0,92	0,19	0,54	0,31	0,54	0,84	0,76	0,31	0,11	0,42	0,19	0,48
jRKF	0,89	0,27	0,23	0,13	0,84	0,07	0,11	0,84	0,36	0,27	0,61	0,92	0,61	0,08	0,92	0,19	0,61	0,92	0,31	0,76	0,68
jRHE	0,76	0,76	0,36	0,23	0,48	0,76	0,92	0,48	0,42	0,61	0,61	0,48	0,23	0,19	0,36	0,48	0,68	0,48	0,68	0,27	0,68
jRHF	0,61	0,31	0,11	0,06	0,23	0,16	0,84	0,07	0,61	0,23	0,03*	0,54	0,92	0,02*	0,68	0,42	0,08	0,61	0,54	0,42	0,84
jRHB	0,16	0,19	0,54	0,48	0,06	0,08	0,48	0,84	0,16	0,19	0,27	0,54	0,92	0,84	0,31	0,48	0,48	0,84	0,54	0,61	0,92
jRHD	0,68	0,76	0,92	0,99	0,68	0,68	0,99	0,84	0,92	0,61	0,54	0,36	0,61	0,92	0,42	0,92	0,48	0,48	0,36	0,76	0,54
jLTE	0,31	0,99	0,76	0,54	0,76	0,36	0,48	0,61	0,54	0,36	0,48	0,36	0,61	0,68	0,61	0,76	0,61	0,76	0,27	0,76	0,48
jLTF	0,92	0,42	0,99	0,54	0,84	0,42	0,68	0,27	0,19	0,61	0,54	0,68	0,99	0,76	0,36	0,84	0,54	0,92	0,92	0,92	0,84
jLFE	0,99	0,92	0,84	0,92	0,23	0,99	0,92	0,61	0,36	0,84	0,54	0,31	0,68	0,92	0,71	0,48	0,76	0,76	0,92	0,84	0,68
jLFF	0,54	0,84	0,92	0,31	0,54	0,13	0,31	0,36	0,84	0,61	0,42	0,42	0,68	0,54	0,68	0,23	0,54	0,84	0,48	0,68	0,42
jLKE	0,92	0,84	0,92	0,31	0,23	0,68	0,42	0,84	0,42	0,48	0,68	0,92	0,84	0,84	0,48	0,92	0,92	0,42	0,54	0,61	0,84
jLKF	0,68	0,13	0,76	0,84	0,61	0,11	0,42	0,31	0,36	0,68	0,61	0,42	0,68	0,68	0,61	0,54	0,68	0,84	0,48	0,54	0,31
jLHE	0,84	0,36	0,27	0,19	0,36	0,84	0,11	0,23	0,61	0,31	0,31	0,99	0,68	0,61	0,31	0,11	0,27	0,13	0,68	0,23	0,13
jLHF	0,19	0,68	0,54	0,27	0,36	0,92	0,48	0,54	0,61	0,92	0,23	0,11	0,16	0,54	0,42	0,61	0,48	0,48	0,92	0,92	0,92
jLHB	0,61	0,92	0,61	0,23	0,61	0,42	0,54	0,42	0,84	0,68	0,48	0,99	0,36	0,92	0,36	0,68	0,76	0,68	0,42	0,31	0,92
jLHD	0,45	0,52	0,52	0,83	0,59	0,52	0,28	0,59	0,39	0,75	0,52	0,75	0,52	0,59	0,45	0,91	0,39	0,20	0,67	0,83	0,01*

Sağ alt ekstremite ampute hastaları (A3, A6) ile kontrol grup motor imgeleme görevleri HbO değerlerinin karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri Çizelge 4.9 ve Çizelge 4.10'da verilmiştir. Kontrol grubu ve A3 hastasının motor imgeleme görevleri arasındaki HbO değerlerinin istatistiksel karşılaştırılması incelendiğinde jRTE, jRFE, jRFF, jRHF, jRHB, jLTF, jLFF, jLHE motor imgeleme görevlerinde anlamlı istatistiksel farklılık bulunmamıştır. jRTF (C3-C5) ve jRKE (C4-C2) de ise birincil somatosensoriyel korteks alanında tek kanaldadır. En çok farklılık jLTE ve jRKF'de gözlemlenmiş ve seçilen tüm beyin bölgelerinde farklılık mevcuttur. jRKF, jLFE, jLKF'de ön motor-ek motor alanı farklılığa dahil olmuştur.

Çizelge 4.9. A3 ile kontrol grup motor imgeleme HbO değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması

p-değeri	Cz - FCz	Cz - CPz	Cz - C1	Cz - C2	Pz - CPz	CP1 - CPz	CP1 - CP3	CP1 - C1	CP2 - CPz	CP2 - CP4	CP2 - C2	FC1 - FCz	FC1 - C1	FC2 - FCz	FC2 - C2	C3 - CP3	C3 - C1	C3 - C5	C4 - CP4	C4 - C2	C4 - C6
jRTE	0,39	0,49	0,36	0,25	0,54	0,24	0,21	0,18	0,78	0,33	0,08	0,25	0,14	0,65	0,70	0,96	0,78	0,67	0,05	0,67	0,47
jRTF	0,50	0,34	0,87	0,36	0,48	0,18	0,13	0,29	0,85	0,74	0,29	0,29	0,69	0,42	0,53	0,05	0,13	0,03*	0,27	0,05	0,42
jRFE	0,76	0,46	0,21	0,53	0,38	0,71	0,84	0,18	0,56	0,46	0,96	0,15	0,09	0,16	0,93	0,89	0,64	0,24	0,96	0,73	0,89
jRFF	0,71	0,60	0,26	0,15	0,99	0,91	0,62	0,61	0,56	0,54	0,40	0,05	0,08	0,24	0,43	0,23	0,32	0,79	0,52	0,21	0,74
jRKE	0,14	0,71	0,45	0,42	0,53	0,74	0,14	0,86	0,51	0,51	0,60	0,10	0,08	0,50	0,52	0,59	0,08	0,87	0,54	0,03*	0,84
jRKF	0,04*	0,04*	0,16	0,03*	0,51	0,19	0,91	0,40	0,36	0,33	0,96	0,00*	0,00*	0,00*	0,23	0,55	0,37	0,86	0,53	0,26	0,80
jRHE	0,19	0,31	0,06	0,06	0,42	0,05	0,35	0,02*	0,18	0,44	0,09	0,09	0,04*	0,24	0,02*	0,25	0,02*	0,25	0,43	0,20	0,32
jRHF	0,52	0,27	0,90	0,92	0,89	0,80	0,87	0,78	0,45	0,85	0,88	0,17	0,21	0,07	0,10	0,97	0,71	0,25	0,76	0,85	0,13
jRHB	0,75	0,72	0,73	0,60	0,61	0,63	0,33	0,31	0,97	0,57	0,76	0,16	0,19	0,10	0,31	0,48	0,55	0,30	0,17	0,33	0,21
jRHD	0,71	0,24	0,47	0,33	0,67	0,05	0,13	0,00*	0,15	0,28	0,32	0,91	0,22	0,83	0,54	0,23	0,03*	0,12	0,16	0,06	0,11
jLTE	0,08	0,38	0,14	0,01*	0,26	0,35	0,04*	0,01*	0,03*	0,09	0,03*	0,01*	0,00*	0,02*	0,09	0,09	0,02*	0,10	0,08	0,00*	0,02*
jLTF	0,79	0,45	0,70	0,72	0,55	0,71	0,29	0,35	0,41	0,29	0,06	0,11	0,82	0,86	0,78	0,91	0,28	0,10	0,81	0,09	0,06
jLFE	0,0*	0,04*	0,90	0,67	0,12	0,28	0,32	0,01*	0,43	0,08	0,43	0,86	0,32	0,46	0,44	0,04*	0,54	0,11	0,09	0,59	0,09
jLFF	0,26	0,63	0,46	0,73	0,16	0,61	0,58	0,50	0,48	0,85	0,84	0,59	0,42	0,31	0,84	0,60	0,22	0,44	0,89	0,91	0,99
jLKE	0,27	0,47	0,72	0,18	0,36	0,04*	0,74	0,04*	0,11	0,83	0,07	0,39	0,63	0,47	0,22	0,02*	0,00*	0,48	0,12	0,20	0,65
jLKF	0,22	0,03*	0,04*	0,01*	0,25	0,58	0,77	0,62	0,15	0,51	0,14	0,36	0,10	0,43	0,00*	0,51	0,61	0,64	0,97	0,80	0,39
jLHE	0,52	0,89	0,74	0,34	0,32	0,70	0,75	0,22	0,95	0,52	0,74	0,60	0,38	0,85	0,95	0,71	0,92	0,64	0,64	0,88	0,64
jLHF	0,25	0,03*	0,76	0,86	0,15	0,09	0,18	0,05	0,15	0,04*	0,10	0,74	0,28	0,78	0,25	0,08	0,01*	0,62	0,08	0,07	0,64
jLHB	0,15	0,13	0,01*	0,13	0,70	0,07	0,05	0,09	0,08	0,25	0,03*	0,22	0,07	0,30	0,09	0,99	0,93	0,14	0,32	0,11	0,17
jLHD	0,30	0,96	0,49	0,10	0,91	0,24	0,60	0,75	0,73	0,83	0,43	0,16	0,91	0,80	0,42	0,67	0,45	0,83	0,55	0,84	0,97

Kontrol grubu ile sağ ampute A6 hastasının motor imgeleme sırasında HbO değerleri karşılaştırıldığında, jRTF, jRFE, jRKE, jRKF, jLFF ve jLHB hareketlerinde anlamlı fark görülmemiştir. Anlamlı fark bulunan tüm motor imgeleme görevlerinde farklılıklar M1-bacak alanındaki kanallarda toplanmıştır. Özellikle jRHF hareketinde tüm M1-bacak alanında, jLKE hareketinde ise tüm somatosensoriyel kortekste belirgin farklar mevcuttur. En fazla fark jLKE, jRHF, jRHB ve jRHD görevlerinde görülmüştür. Ayrıca jLKF, jLHF, jLHD, jRTE, jRHE ve jLTE hareketlerinde M1-bacak alanında tek kanalda anlamlı farklılık bulunmuştur.

Motor imgeleme görevleri sırasında A3 ve A6 sağ alt ekstremite ampute hastalarında gözlemlenen farklılıklar, zihinsel hareket canlandırmasının da kortikal organizasyondan etkilendiğini göstermektedir. A3 hastasında en belirgin farkların jRKF ve jLTE görevlerinde, çok sayıda beyin bölgesini kapsayacak şekilde ortaya çıkması, bazı görevlerin nörokortikal kaynakları daha yoğun şekilde aktive ettiğini düşündürmektedir. A6 hastasında ise farklılıkların özellikle M1-bacak alanında toplanması, ampütasyon sonrası bu bölgedeki plastisitenin motor imgeleme sırasında da sürdüğünü ortaya koymaktadır. Bu bulgular, motor imgeleme süreçlerinin, gerçek hareket görevleri kadar ampute bireylerin kortikal yeniden yapılanma düzeyine duyarlı olduğunu göstermektedir.

Çizelge 4.10. A6 ile kontrol grup motor imgeleme HbO değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması

p-değeri	Cz - FCz	Cz - CPz	Cz - C1	Cz - C2	Pz - CPz	CP1 - CPz	CP1 - CP3	CP1 - C1	CP2 - CPz	CP2 - CP4	CP2 - C2	FC1 - FCz	FC1 - C1	FC2 - FCz	FC2 - C2	C3 - CP3	C3 - C1	C3 - C5	C4 - CP4	C4 - C2	C4 - C6
jRTE	0,82	0,75	0,89	0,73	0,73	0,75	0,97	0,90	0,71	0,71	0,70	0,01*	0,83	0,83	0,84	0,49	0,74	0,72	0,63	0,85	0,91
jRTF	0,94	0,77	0,98	0,81	0,81	0,61	0,54	0,88	0,92	0,75	0,64	0,25	0,88	0,43	0,59	0,85	0,99	0,95	0,57	0,99	0,68
jRFE	0,78	0,54	0,63	0,84	0,35	0,40	0,97	0,65	0,54	0,94	0,87	0,57	0,41	0,51	0,53	0,43	0,19	0,17	0,65	0,60	0,88
jRFF	0,04*	0,43	0,09	0,20	0,89	0,18	0,74	0,19	0,64	0,97	0,89	0,00*	0,14	0,13	0,35	0,56	0,18	0,24	0,88	0,76	0,85
jRKE	0,53	0,26	0,34	0,08	0,84	0,56	0,77	0,76	0,63	0,98	0,91	0,13	0,10	0,53	0,96	0,40	0,39	0,22	0,81	0,24	0,60
jRKF	0,87	0,66	0,74	0,70	0,65	0,94	0,73	0,82	0,83	0,69	0,90	0,06	0,66	0,85	0,91	0,94	0,88	0,82	0,63	0,99	0,91
jRHE	0,75	0,76	0,22	0,29	0,80	0,86	0,83	0,57	0,73	0,79	0,93	0,02*	0,16	0,57	0,72	0,18	0,36	0,32	0,87	0,42	0,96
jRHF	0,01*	0,11	0,01*	0,01*	0,12	0,01	0,07	0,01	0,04	0,16	0,20	0,00*	0,00*	0,01*	0,02*	0,07	0,07	0,01*	0,05	0,06	0,35
jRHB	0,04*	0,06	0,02*	0,09	0,06	0,01*	0,19	0,05	0,03*	0,11	0,18	0,00*	0,00*	0,07	0,01*	0,22	0,08	0,01*	0,05	0,100	0,32
jRHD	0,06	0,18	0,07	0,04*	0,04*	0,01*	0,10	0,03*	0,01*	0,08	0,05	0,46	0,02*	0,05	0,02*	0,05	0,01*	0,01*	0,07	0,03*	0,09
jLTE	0,92	0,63	0,91	0,59	0,37	0,58	0,48	0,87	0,63	0,48	0,35	0,03*	0,77	0,11	0,09	0,78	0,96	0,66	0,30	0,69	0,82
jLTF	0,79	0,86	0,52	0,73	0,78	0,94	0,61	0,95	0,69	0,32	0,69	0,00*	0,99	0,54	0,71	0,23	0,93	0,50	0,35	0,88	0,41
jLFE	0,11	0,24	0,08	0,22	0,29	0,27	0,31	0,10	0,24	0,34	0,25	0,00*	0,10	0,28	0,04*	0,28	0,16	0,10	0,58	0,57	0,94
jLFF	0,27	0,32	0,21	0,48	0,09	0,12	0,11	0,33	0,09	0,29	0,52	0,11	0,19	0,13	0,14	0,15	0,21	0,26	0,37	0,55	0,65
jLKE	0,07	0,01*	0,04*	0,01*	0,06	0,00*	0,00*	0,00*	0,01*	0,02*	0,03*	0,42	0,00*	0,08	0,07	0,00*	0,00*	0,01*	0,01*	0,03*	0,04*
jLKF	0,19	0,62	0,28	0,17	0,66	0,48	0,34	0,34	0,75	0,85	0,75	0,00*	0,11	0,26	0,21	0,15	0,26	0,23	0,78	0,59	0,91
jLHE	0,88	0,17	0,08	0,05	0,34	0,74	0,02	0,61	0,28	0,52	0,25	0,00*	0,04*	0,71	0,11	0,68	0,08	0,09	0,63	0,31	0,61
jLHF	0,61	0,65	0,50	0,45	0,88	0,97	0,69	0,79	0,73	0,54	0,96	0,04*	0,55	0,82	0,94	0,71	0,55	0,07	0,51	0,51	0,99
jLHB	0,37	0,47	0,14	0,28	0,52	0,46	0,49	0,39	0,65	0,49	0,21	0,91	0,33	0,51	0,30	0,09	0,22	0,02	0,30	0,14	0,19
jLHD	0,27	0,36	0,24	0,42	0,34	0,32	0,29	0,37	0,42	0,88	0,62	0,01*	0,41	0,61	0,97	0,20	0,49	0,07	0,79	0,36	0,18

Çift ampute (A7) ile kontrol grup motor imgeleme görevleri HbO değerlerinin karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri Çizelge 4.11'de verilmiştir. Kontrol grubu ile A7 hastasının motor imgeleme sırasında HbO değerleri karşılaştırıldığında, jRTF, jRHE ve jRHB görevlerinde anlamlı fark bulunmamıştır. Anlamlı fark görülen motor imgeleme görevlerinde farklılıklar birinci motor ve somatosensori ilişki korteksi bölgelerinde yoğunlaşmıştır. En belirgin fark jRKF görevinde olup, bu görevde M1-bacak ve ön motor–ek motor alanları da aktif hale gelmiştir.

A7 çift ampute hastasında motor imgeleme sırasında ortaya çıkan farklılıkların birincil motor ve somatosensoriyel ilişki korteksinde yoğunlaşması, çift taraflı ampütasyonun zihinsel hareket temsilleri üzerinde güçlü bir etkisi olduğunu göstermektedir. Özellikle jRKF görevinde M1-bacak ve premotor alanların aktif hale gelmesi, karmaşık motor senaryoların daha geniş kortikal alanları harekete geçirdiğine işaret etmektedir.

Çizelge 4.11. A7 ile kontrol grup motor imgeleme HbO değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması

p-değeri	Cz - FCz	Cz - CPz	Cz - C1	Cz - C2	Pz - CPz	CP1 - CPz	CP1 - CP3	CP1 - C1	CP2 - CPz	CP2 - CP4	CP2 - C2	FC1 - FCz	FC1 - C1	FC2 - FCz	FC2 - C2	C3 - CP3	C3 - C1	C3 - C5	C4 - CP4	C4 - C2	C4 - C6
jRTE	0.74	0.54	0.36	0.57	0.68	0.03*	0.93	0.20	0.03*	0.41	0.49	0.81	0.65	0.10	0.97	0.21	0.89	0.66	0.90	0.53	0.78
jRTF	0.88	0.17	0.95	0.22	0.78	0.34	0.92	0.37	0.32	0.86	0.66	0.48	0.92	0.21	0.85	0.76	0.44	0.32	0.87	0.96	0.69
jRFE	0.97	0.47	0.24	0.74	0.55	0.56	0.67	0.85	0.93	0.04*	0.71	0.18	0.03*	0.17	0.40	0.18	0.18	0.03*	0.54	0.22	0.43
jRFF	0.06	0.78	0.27	0.92	0.24	0.40	0.10	0.19	0.00*	0.84	0.15	0.88	0.49	0.15	0.28	0.24	0.07	0.14	0.47	0.25	0.21
jRKE	0.24	0.35	0.06	0.32	0.59	0.80	0.27	0.66	0.00*	0.29	0.02*	0.85	0.41	0.87	0.14	0.33	0.14	0.22	0.23	0.23	0.09
jRKF	0.01*	0.09	0.23	0.27	0.15	0.99	0.40	0.58	0.02*	0.81	0.40	0.25	0.42	0.09	0.40	0.05	0.23	0.04*	0.25	0.33	0.51
jRHE	0.93	0.48	0.67	0.74	0.85	0.04	0.61	0.65	0.88	0.30	0.64	0.18	0.88	0.09	0.98	0.60	0.74	0.28	0.84	0.12	0.73
jRHF	0.23	0.20	0.41	0.91	0.54	0.41	0.92	0.15	0.59*	0.26	0.59	0.42	0.62	0.11	0.92	0.55	0.69	0.49	0.98	0.78	0.98
jRHB	0.45	0.11	0.22	0.33	0.46	0.41	0.24	0.30	0.09	0.34	0.37	0.21	0.88	0.31	0.28	0.52	0.07	0.43	0.46	0.23	0.21
jRHD	0.97	0.12	0.94	0.65	0.88	0.04*	0.55	0.14	1	0.18	0.69	0.42	0.98	0.78	0.71	0.37	0.83	0.48	0.78	0.09	0.92

Sol alt ekstremite replant (R1) hastası ile kontrol grup motor imgeleme görevleri HbO değerlerinin karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri Çizelge 4.12'de verilmiştir. R1 hastasının motor imgeleme sırasında HbO değerleri karşılaştırıldığında, jRTF, jRHF ve jLHB görevlerinde anlamlı fark bulunmamıştır. Anlamlı fark görülen görevlerde özellikle jRTE, jRKE, jRKF, jLTE, jLTF, jLFE, jLFF ve jRHE hareketlerinde çok sayıda kanalda farklılık tespit edilmiştir. jRFE görevindeki fark ise ön motor–ek motor alanında tek kanalla sınırlıdır.

R1 hastasında alt ekstremite motor imgeleme görevi sırasında çok sayıda kanalda gözlemlenen farklılıklar, replantasyon sonrası kortikal yeniden yapılanmanın zihinsel hareket temsillerini de etkilediğini göstermektedir. Buna karşın jRFE gibi bazı görevlerde farkın yalnızca tek kanalla sınırlı kalması, görev türüne bağlı olarak kortikal aktivasyonun değişkenlik gösterebileceğini ortaya koymaktadır.

Çizelge 4.12. R1 ile kontrol grup motor imgeleme HbO değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması

p-değeri	Cz - FCz	Cz - CPz	Cz - C1	Cz - C2	Pz - CPz	CP1 - CPz	CP1 - CP3	CP1 - C1	CP2 - CPz	CP2 - CP4	CP2 - C2	FC1 - FCz	FC1 - C1	FC2 - FCz	FC2 - C2	C3 - CP3	C3 - C1	C3 - C5	C4 - CP4	C4 - C2	C4 - C6
jRTE	0,45	0,03*	0,19	0,03*	0,02*	0,00*	0,02*	0,01*	0,03*	0,03*	0,05	0,33*	0,01*	0,61	0,09	0,01*	0,01*	0,01*	0,08	0,01*	0,45
jRTF	0,29	0,83	0,72	0,69	0,40	0,72	0,37	0,42	0,66	0,86	0,49	0,13	0,25	0,95	0,32	0,30	0,66	0,15	0,61	0,18	0,49
jRFE	0,00*	0,87	0,45	0,36	0,11	0,41	0,33	0,95	0,56	0,70	0,58	0,14	0,56	0,18	0,12	0,67	0,76	0,78	0,39	0,21	0,36
jRFF	0,00	0,28*	0,98	0,63	0,13	0,18	0,66	0,99	0,29	0,70	0,72	0,89	0,86	0,01*	0,09	0,65	0,74	0,85	0,71	0,80	0,43
jRKE	0,05	0,94	0,11	0,03*	0,00*	0,00*	0,03*	0,02*	0,00*	0,04*	0,01*	0,09	0,03*	0,10	0,45	0,09	0,07	0,42	0,06	0,02*	0,47
jRKF	0,02*	0,01*	0,13	0,00*	0,06	0,00*	0,01*	0,04*	0,42	0,00*	0,01*	0,01*	0,03*	0,01*	0,00*	0,00*	0,02*	0,00*	0,01*	0,32	0,40
jRHE	0,00*	0,75	0,31	0,02*	0,34	0,25	0,34	0,54	0,20	0,51	0,16	0,38	0,35	0,69	0,33	0,88	0,73	0,73	0,91	0,09	0,53
jRHF	0,06	0,46	0,80	0,53	0,88	0,59	0,71	0,09	0,87	0,84	0,86	0,79	0,37	0,09	0,44	0,76	0,27	0,32	0,43	0,54	0,08
jRHB	0,05	0,03*	0,52	0,28	0,00*	0,00*	0,06	0,25	0,00	0,01*	0,01*	0,44	0,90	0,00*	0,00*	0,20	0,53	0,27	0,02*	0,72	0,06
jRHD	0,39	0,00*	0,56	0,51	0,62	0,00*	0,05	0,20	0,85	0,03*	0,68	0,73	0,10	0,08	0,43	0,00*	0,00*	0,09	0,05	0,00*	0,01*
jLTE	0,37	0,13	0,34	0,35	0,01*	0,02*	0,00*	0,04*	0,00*	0,03*	0,00*	0,15	0,00*	0,05	0,06	0,00*	0,03*	0,10	0,00*	0,80	0,80
jLTF	0,66	0,29	0,33	0,48	0,05	0,01*	0,00*	0,01*	0,01*	0,01*	0,00*	0,30	0,29	0,04*	0,21	0,00*	0,00*	0,00*	0,19	0,00*	0,53
jLFE	0,00*	0,02*	0,82	0,64	0,51	0,01*	0,00*	0,02*	0,01*	0,08	0,05	0,66	0,22	0,61	0,00*	0,01*	0,01*	0,11	0,12	0,83	0,49
jLFF	0,00*	0,75	0,04*	0,14	0,39	0,96	0,97	0,31	0,80	0,55	0,73	0,05*	0,03*	0,22	0,04*	0,89	0,02*	0,04*	0,05	0,51	0,01*
jLKE	0,65	0,34	0,70	0,01*	0,76	0,35	0,98	0,35	0,52	0,10	0,13	0,97	0,09	0,07	0,36	0,33	0,25	0,35	0,28	0,91	0,59
jLKF	0,04*	0,56	0,99	0,45	0,17	0,10	0,07	0,20	0,10	0,13	0,04*	0,50	0,12	0,04*	0,66	0,03*	0,07	0,25	0,23	0,69	0,42
jLHE	0,61	0,24	0,16	0,01*	0,06	0,07	0,02*	0,00*	0,01*	0,07	0,00*	0,04*	0,00*	0,53	0,00*	0,07	0,02*	0,36	0,08	0,48	0,64
jLHF	0,01*	0,99	0,74	0,97	0,13	0,46	0,45	0,70	0,85	0,18	0,24	0,64	0,73	0,57	0,61	0,33	0,30	0,60	0,30	0,63	0,91
jLHB	0,95	0,53	0,34	0,43	0,43	0,08	0,08	0,19	0,09	0,07	0,28	0,36	0,44	0,13	0,54	0,20	0,44	0,45	0,23	0,26	0,46
jLHD	0,98	0,19	0,28	0,60	0,01*	0,03*	0,10	0,07	0,03*	0,02*	0,00*	0,37	0,55	0,15	0,10	0,05	0,37	0,03*	0,04*	0,18	0,01*

4.1.3. Kontrol grup motor hareket ve motor imgeleme istatistiksel bulguları

Kontrol grubunun kendi içinde motor hareketler ve motor imgeleme görevleri arasındaki HbO değerlerinin istatistiksel karşılaştırılması yapılmış ve elde edilen p değerleri Çizelge 4.13'te verilmiştir. HbO değerlerindeki farklılıkları incelediğimizde en çok farklılık RKF ve RHD hareketinin motor hareketi ve imgelenme görevi arasında gözlemlenmiştir. RHE, LKE ve LHD hareketlerinde ise farklılık tek nokta ile sınırlıdır. RKF hareketinde motor görev ile motor imgelenme görevi arasındaki farklar, M1-bacak (FC2-FCz) ve birincil somatosensoriyel korteks (C3-C1, C4-CP4, C4-C2) bölgelerinde gözlemlenmiştir. RHD hareketinde ise bu iki görev arasındaki farklılıklar birincil motor korteks (Cz-C1) ve M1-bacak (FC1-C1, FC2-FCz) bölgelerinde belirginleşmiştir. RHE hareketi için fark yalnızca M1-bacak (FC2-FCz) bölgesinde ortaya çıkarken; LKE hareketinde birincil motor korteks (Cz-C2), LHD hareketinde ise M1-bacak (FC1-FCz) bölgesinde motor ve motor imgelenme görevleri arasında anlamlı farklar saptanmıştır.

Çizelge 4.13. Kontrol grubu motor hareket ve motor imgeleme HbO değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması

p-değeri	Cz - FCz	Cz - CPz	Cz - C1	Cz - C2	Pz - CPz	CP1 - CPz	CP1 - CP3	CP1 - C1	CP2 - CPz	CP2 - CP4	CP2 - C2	FC1 - FCz	FC1 - C1	FC2 - FCz	FC2 - C2	C3 - CP3	C3 - C1	C3 - C5	C4 - CP4	C4 - C2	C4 - C6
RTE-jRTE	0,19	0,39	0,72	0,22	0,27	0,19	0,91	0,44	0,35	0,46	0,17	0,98	0,95	0,63	0,22	0,39	0,69	0,98	0,66	0,46	0,72
RTF-jRTF	0,75	0,72	0,33	0,44	0,75	0,72	0,95	0,95	0,75	0,91	0,39	0,41	0,98	0,35	0,98	0,91	0,91	0,72	0,91	0,33	0,78
RFE-jRFE	0,11	0,98	0,75	0,37	0,35	0,66	0,60	0,39	0,60	0,46	0,82	0,16	0,12	0,31	0,60	0,49	0,78	0,63	0,37	0,88	0,35
RFF-jRFF	0,41	0,98	0,82	0,95	0,91	0,60	0,72	0,88	0,78	0,91	0,69	0,63	0,75	0,35	0,52	0,69	0,60	0,41	0,88	0,69	0,69
RKE-jRKE	0,46	0,31	0,88	0,39	0,66	0,69	0,69	0,35	0,31	0,46	0,44	0,91	0,39	0,88	0,69	0,66	0,33	0,69	0,57	0,52	0,66
RKF-jRKF	0,17	0,14	0,60	0,08	0,15	0,09	0,09	0,11	0,12	0,10	0,09	0,60	0,20	0,33	0,02*	0,06	0,01*	0,15	0,03*	0,01*	0,44
RHE-jRHE	0,75	0,44	0,49	0,46	0,75	0,85	0,37	0,19	0,98	0,63	0,88	0,22	0,12	0,04*	0,17	0,31	0,22	0,72	0,88	0,88	0,98
RHF-jRHF	0,25	0,73	0,47	0,90	0,44	0,34	0,44	0,90	0,69	0,53	0,76	0,56	0,32	0,32	0,73	0,94	0,87	0,30	0,69	0,94	0,47
RHB-jRHB	0,57	0,40	0,17	0,16	0,60	0,96	0,27	0,43	0,93	0,54	0,57	0,69	0,51	0,08	0,20	0,43	0,99	0,45	0,16	0,43	0,11
RHD-jRHD	0,08	0,78	0,02*	0,29	0,69	0,44	0,11	0,19	0,15	0,78	0,75	0,25	0,04*	0,03*	0,49	0,31	0,29	0,31	0,98	0,78	0,52
LTE-jLTE	0,31	0,75	0,22	0,14	0,44	0,66	0,31	0,46	0,63	0,95	0,85	0,66	0,98	0,54	0,78	0,22	0,78	0,27	0,19	0,35	0,27
LTF-jLTF	0,29	0,12	0,33	0,60	0,23	0,63	0,33	0,46	0,33	0,35	0,57	0,31	0,41	0,82	0,69	0,14	0,37	0,44	0,85	0,78	0,91
LFE-jLFE	0,82	0,85	0,72	0,88	0,82	0,39	0,31	0,78	0,91	0,33	0,75	0,49	0,17	0,95	0,46	0,19	0,29	0,23	0,39	0,85	0,44
LFF-jLFF	0,40	0,53	0,53	0,64	0,38	0,34	0,61	0,40	0,38	0,45	0,26	0,80	0,99	0,77	0,93	0,83	0,61	0,74	0,28	0,59	0,26
LKE-jLKE	0,25	0,11	0,51	0,03*	0,31	0,60	0,20	0,10	0,43	0,40	0,27	0,93	0,29	0,79	0,72	0,29	0,29	0,79	0,51	0,17	0,79
LKF-jLKF	0,95	0,44	0,66	0,85	0,54	0,69	0,41	0,39	0,78	0,41	0,66	0,88	0,72	0,41	0,91	0,44	0,52	0,31	0,91	0,44	0,54
LHE-jLHE	0,15	0,72	0,66	0,14	0,88	0,49	0,72	0,54	0,49	0,23	0,06	0,27	0,29	0,57	0,10	0,82	0,57	0,85	0,69	0,60	0,31
LHF-jLHF	0,46	0,88	0,31	0,39	0,37	0,85	0,60	0,39	0,91	0,91	0,29	0,95	0,37	0,91	0,37	0,57	0,63	0,63	0,41	0,33	0,46
LHB-jLHB	0,93	0,69	0,66	0,93	0,60	0,96	0,54	0,31	0,76	0,69	0,66	0,79	0,29	0,89	0,96	0,69	0,86	0,89	0,69	0,86	0,82
LHD-jLHD	0,14	0,18	0,15	0,18	0,78	0,25	0,64	0,40	0,31	0,07	0,08	0,03*	0,15	0,29	0,15	0,64	0,21	0,14	0,10	0,10	0,21

4.2. Kontrast Haritaları

Sağlıklı bireyler, alt ekstremite ampute ve replant hastalarında ait motor hareketler ve motor imgeleme görevleri sırasında elde edilen HbO konsantrasyon değerlerine göre oluşturulan kontrast haritalar, AtlasViewer yazılımı kullanılarak standart kanal konumlarına karşılık gelecek şekilde 3 boyutlu beyin modeli üzerinde görselleştirilmiştir. Görselleştirme, her grup için en önemli t-değeri değişim aralığı kullanılarak gerçekleştirildi. Kırmızı ve mavi sırasıyla hiperaktivasyon ve hipoaktivasyonu temsil etmektedir.

4.2.1. Hasta grubu motor görevlerine ait kontrast haritaları

Sağlıklı bireyler ile sol alt ekstremite ampute grubuna ait motor hareketler sırasında elde edilen HbO konsantrasyon değerlerine göre oluşturulan kontrast haritalar, Çizelge 4.14'te sunulmuştur.

Kontrol grubu ile karşılaştırıldığında, bu haritalarda belirgin farklılıklar gözlemlenmiştir. Ayrıca, sol alt ekstremite ampute olmasına rağmen sağ motor hareketlerinde de farklı paternler görülmüştür. Kontrol grubunda RTE ve RTF hareketleri sırasında M1-bacak ve birinci motor korteksi kapsayan her iki yarımkürenin orta yüzeyinde HbO konsantrasyonunun baskın olduğu gözlemlenirken, ampute hasta grubunda bu aktivitenin somatosensoriyel kortekse yayıldığı tespit edilmiştir. RTE ve RTF hareketlerinde istatistiksel olarak kontrol grubuna göre anlamlı bir farklılık bulunmamasına rağmen özellikle RTE hareketinde kontrol grubu ile göre kıyaslandığında tamamen farklı bir patern gözlemlenmiştir.

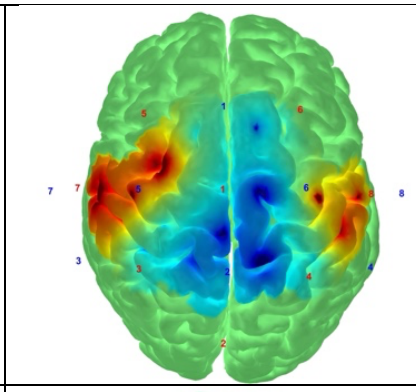
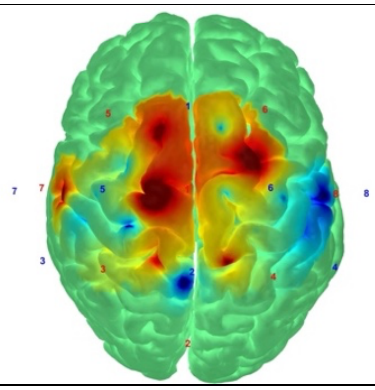
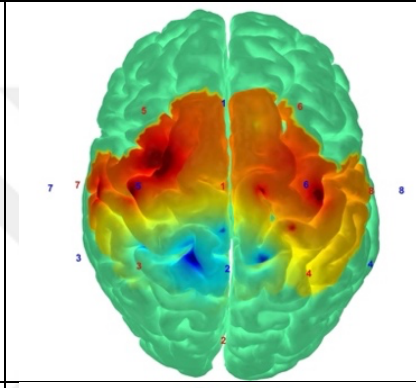
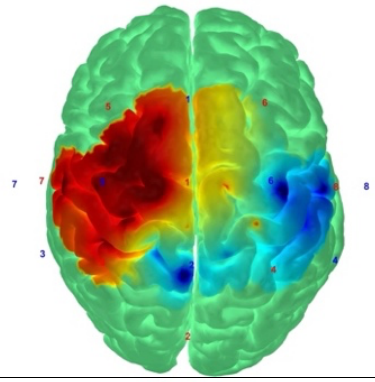
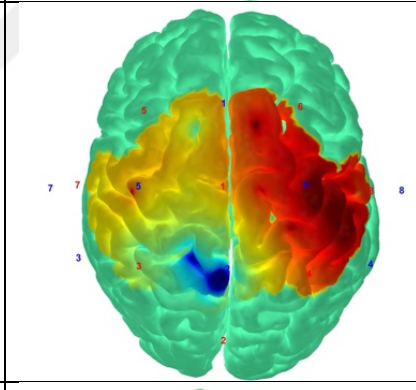
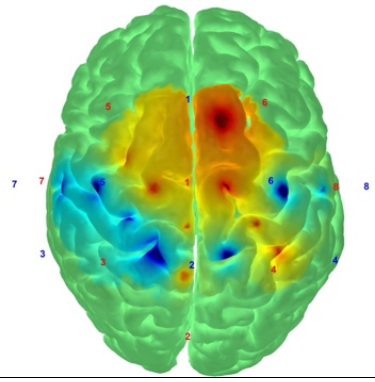
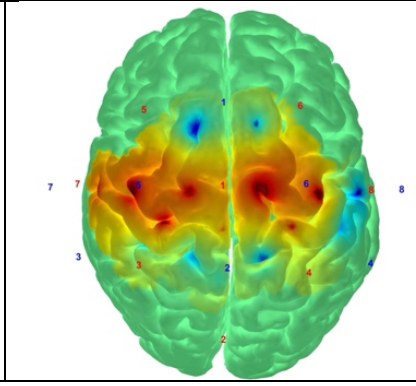
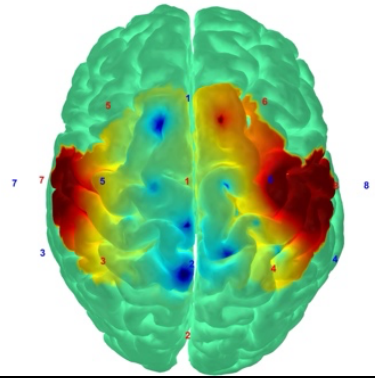
RFE ve RFF hareketlerinin HbO kontrast haritalarında kontrol grubu ile ampute hasta grubu arasında belirgin farklılıklar mevcuttur. Ampute grubunda RFE hareketi sırasında sağ somatosensoriyele, RFF hareketinde ise sol somatosensoriyele yayılmış HbO konsantrasyonu gözlemlenmiştir. Ayrıca, ampute grubunda maksimum değerlerin somatosensoriyel alanlara yayıldığı tespit edilmiştir. Kontrol ve sol alt ekstremite hasta grubu arasında istatistiksel olarak en çok farklılığının olduğu RKE hareketinde HbO değerleri kontrast haritaları olarak da incelendiğinde tamamen farklı patern sergilediği görülmektedir. Ampute hasta grubunda RKE hareketi sırasında maksimum HbO konsantrasyonu sol somatosensoriyel kortekste yoğunlaşmıştır. RKF hareketinde ise iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır ve HbO baskınlık bölgeleri benzerdir. Ancak kontrol grubunda aktivite daha lokalize iken, ampute hasta grubunda sağ somatosensoriyel kortekste de aktivasyon gözlemlenmiştir.

RHE hareketinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmasa da kontrol grubunun HbO kontrast haritası daha lokal bir dağılım gösterirken, sol alt ekstremite ampute hasta grubunda bu dağılımın daha geniş bir alana yayıldığı görülmektedir. RHF hareketinde ise birinci motor kortekteki farklılık, HbO kontrast haritalarda belirgin şekilde gözlemlenmektedir. İstatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamakla birlikte, sol alt ekstremite ampute grubunda HbO konsantrasyonunun sol somatosensoriyel kortekse yayıldığı tespit edilmiştir. RHB ve RHD hareketlerinin HbO kontrast haritalarında, kontrol grubunda M1-bacak ve birinci motor korteks bölgesinde gözlemlenen baskınlıklar, sol alt ekstremite ampute hasta grubunda da görülmüştür. Ancak, ampute grubunda bu aktiviteye ek olarak sol somatosensoriyel kortekste de bir yayılım eşlik etmiştir.

Kontrol ve sol alt ekstremite hasta grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmayan LKE hareketinde benzer şekilde M1-bacak, ön motor ve ek motor alanında aktiviteler mevcuttur. En belirgin farklılıklardan birinin gözlemlendiği LKF hareketinde, kontrol ve sol alt ekstremite ampute hasta gruplarının HbO kontrast haritaları tamamen farklı paternler sergilemektedir. Sol alt ekstremite ampute hasta grubunda LKF hareketinde maksimum aktivite somatosensoriyel kortekste yoğunlaşırken, kontrol grubunda M1-bacak bölgesinde görülmüştür.

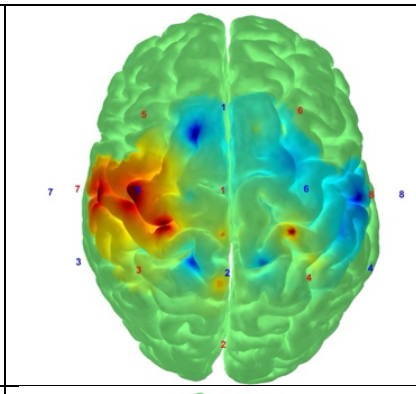
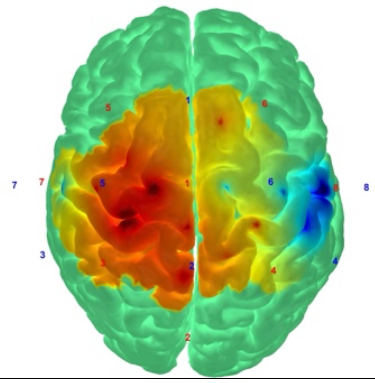
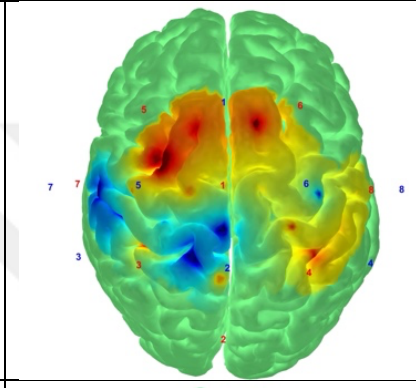
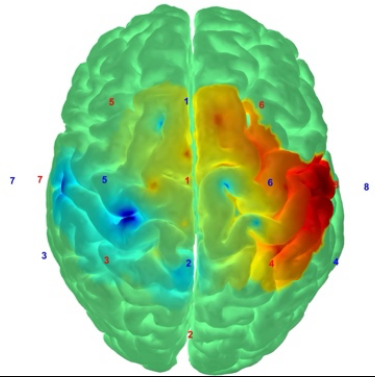
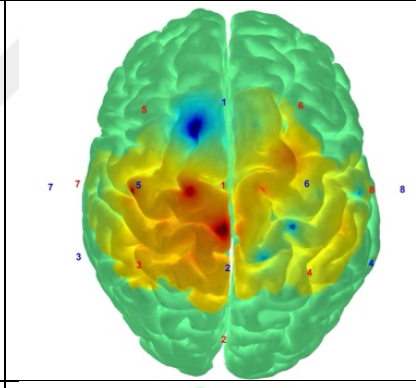
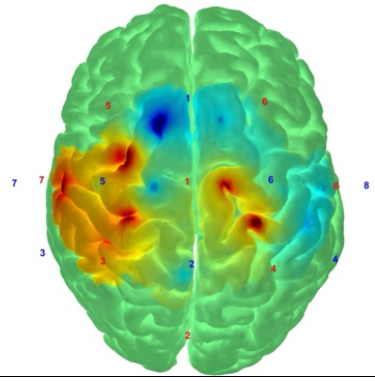
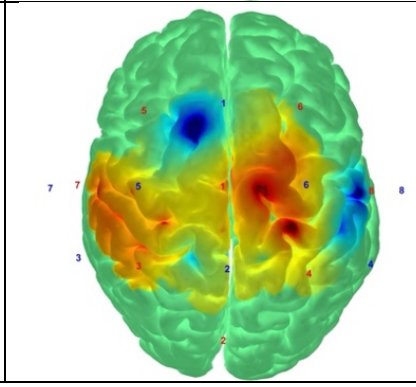
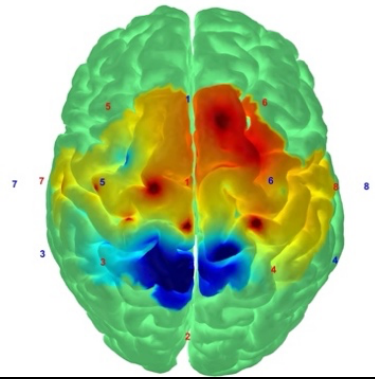
İstatistiksel olarak da birinci somatosensoriyel kortekste anlamlı fark bulunan LHE hareketinde benzer alanlarda aktivite gözlemlense de farklılığı yaratan sol alt ekstremite hasta grubunda aktivasyonun sol somatosensoriyel kortekste yayılmasıdır. LHF hareketinde ise kontrol ve sol alt ekstremite ampute hasta grubunda benzer paternler tespit edilmiştir. LHB hareketinde kontrol ve sol alt ekstremite ampute hasta grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmasa da aktivitenin lokasyonu farklılık göstermekte ve gruplar arasında farklı paternler ortaya çıkmaktadır. LHD hareketinde kontrol ve sol alt ekstremite ampute hasta grubu arasında M1-bacak ve birinci motor korteks alanında aktivite gözlemlenmiştir.

Çizelge 4.14. Sol alt ekstremite ampute hastalarında motor hareketler HbO kontrast haritaları

RTE		**RHB**	
RTF		**RHD**	
RFE		**LKE**	
RFF		**LKF**	

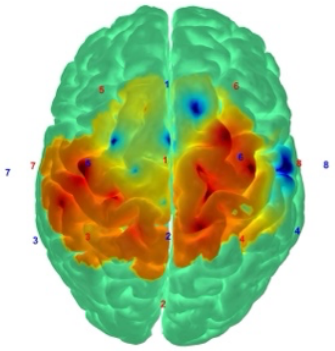
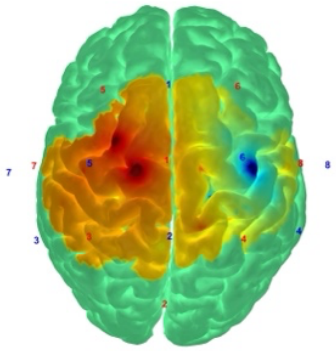
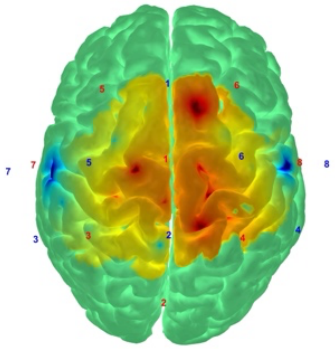
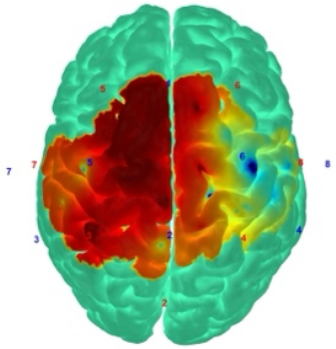
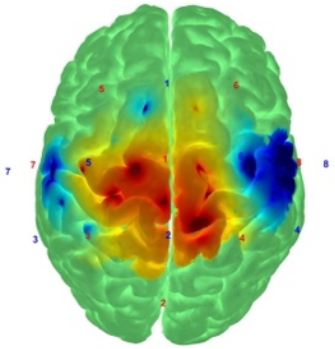
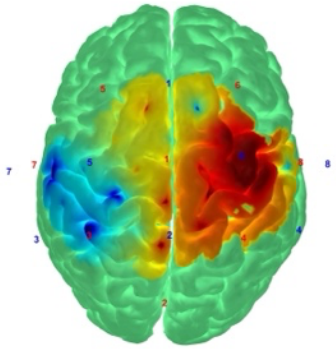
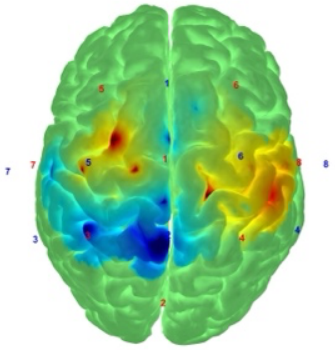
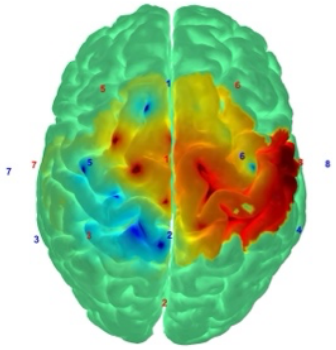
(Devamı Arkada)

Çizelge 4.14'ün devamı

RKE		**LHE**	
RKF		**LHF**	
RHE		**LHB**	
RHF		**LHD**	

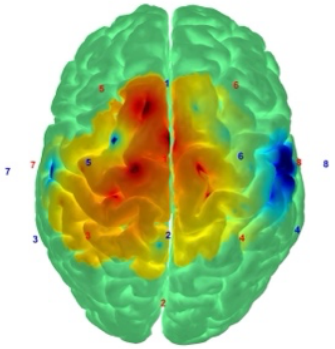
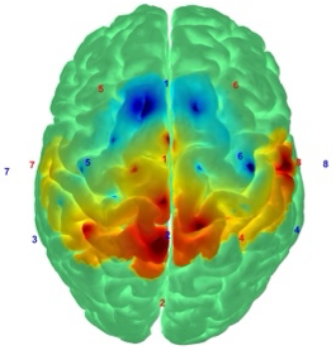
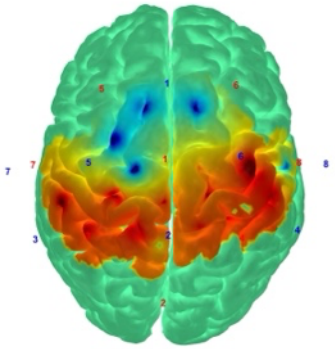
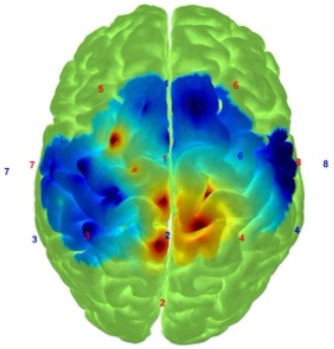
Kontrol grubu ve sağ alt ekstremite (A3 ve A6) hastalarının motor harekelerinin HbO kontrast haritaları Çizelge 4.15. ve Çizelge 4.16'da verilmiştir. A3 sağ alt ekstremite ampute hastasının istatistiksel olarak en çok farklılığı bulunan LKE ve LKF hareketinde somatosensoriyel kortekse yayılmış aktivite gözlemlenmektedir.

Çizelge 4.15. A3 motor hareketler HbO kontrast haritaları

RKE		**LKE**	
RKF		**LKF**	
RHE		**LHE**	
RHF		**LHF**	

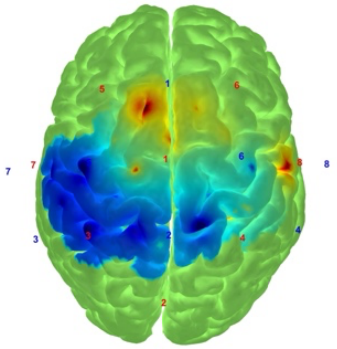
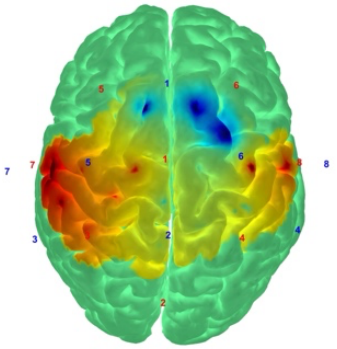
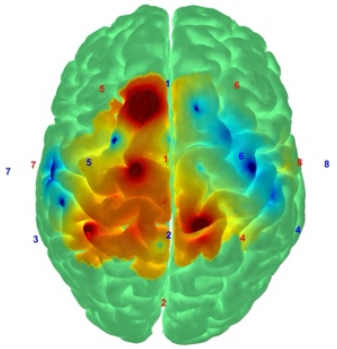
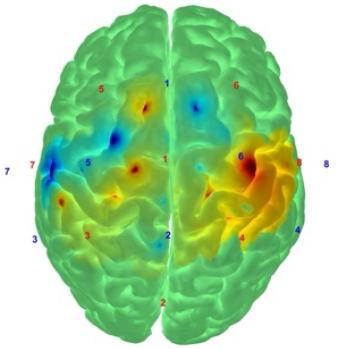
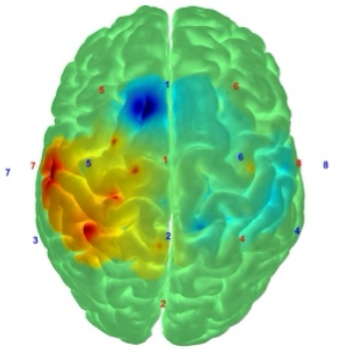
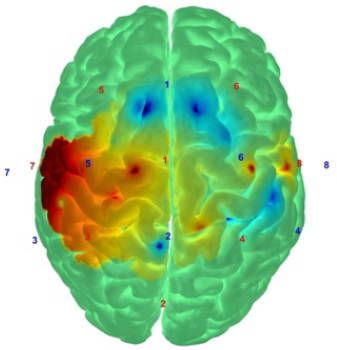
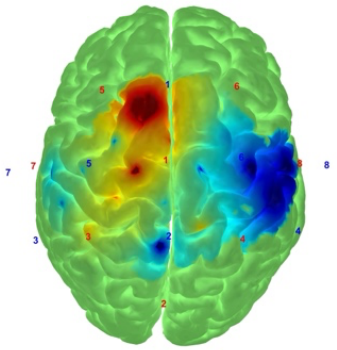
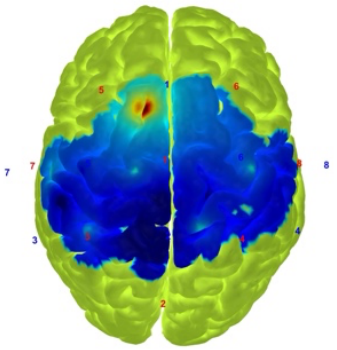
(Devamı Arkada)

Çizelge 4.15'in devamı

RHB		**LHB**	
RHD		**LHD**	

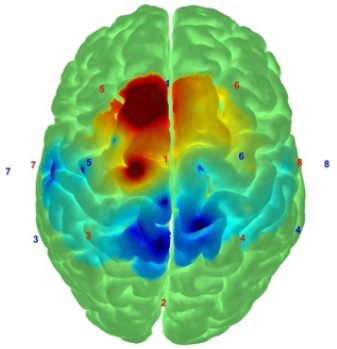
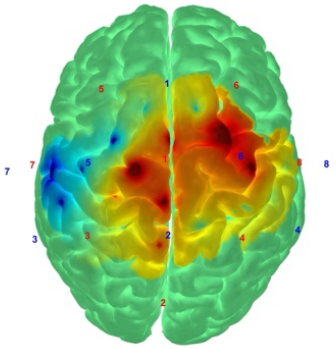
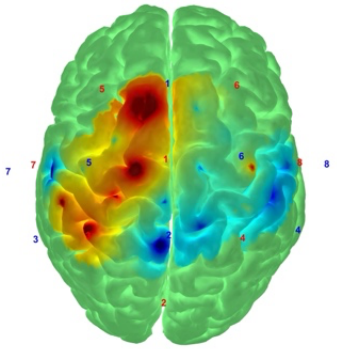
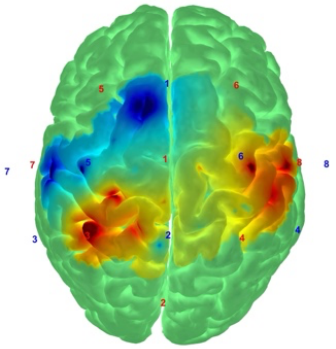
A6 sağ alt ekstremite ampute hastasının RHE, LTF, LHD motor hareketlerinde, istatistiksel farklılık bulunmasa da kontrol grubunda olmayan somatosensoriyel kortekse yayılmış aktiviteler gözlemlenmekledir. RHF, RHD de ise kontrol grubuna benzer aktivasyonlara sahiptir. İstatistiksel olarak farklılık bulunan LKF, LHE, LFE hareketlerinin somatosensoriyel kortekse yayılan aktiviteleri mevcuttur ve özellikle LKF tüm kortekse yayılmıştır (Çizelge 4.16).

Çizelge 4.16. A6 motor hareketler HbO kontrast haritaları

RKE			**LKE**	
RKF			**LKF**	
RHE			**LHE**	
RHF			**LHF**	

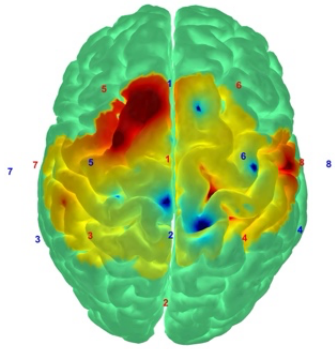
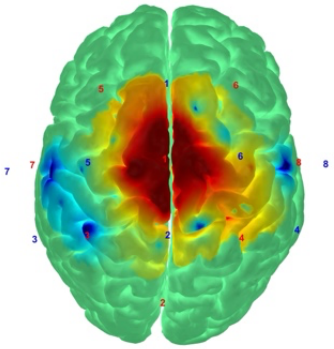
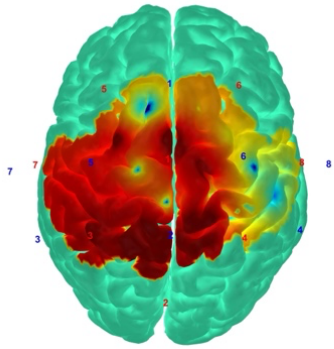
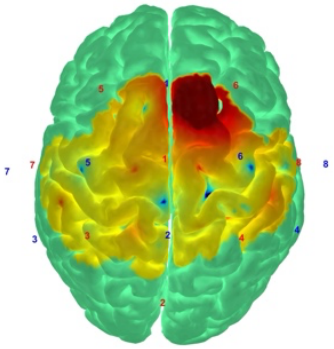
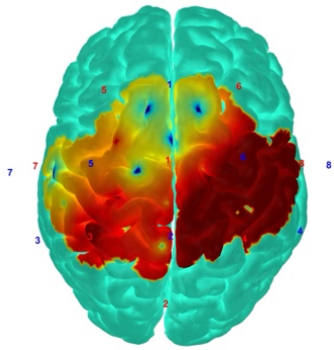
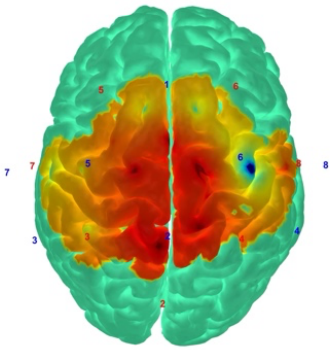
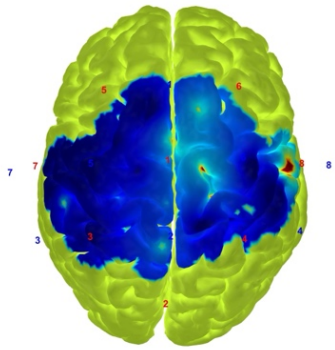
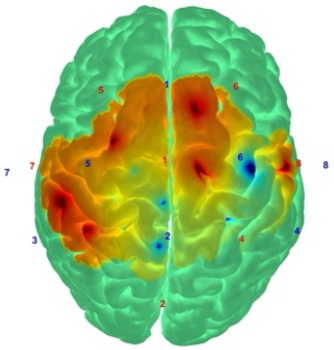
(Devamı Arkada)

Çizelge 4.16'ın devamı

RHB		**LHB**	
RHD		**LHD**	

Kontrol grubu ve çift ampute (A7) hastasının motor harekelerinin HbO kontrast haritaları Çizelge 4.17'de verilmiştir. A7 hastasının RHE, RHF, RHB ve LHF, LHD hareketlerinde kontrol grubu ile istatistiksel farklılığı olmamasına rağmen HbO kontrast harita olarak farklı paternlerde ve somatosensoriyel kortekse yayılmıştır. Farklılık olan RHD ve LHB hareketlerinde lokal dağılım gözlemlenmemiş tüm kortekste benzer aktivite göstermişlerdir. LHE motor hareketi HbO kontrast haritası kontrol grubuna benzerdir (Çizelge 4.17).

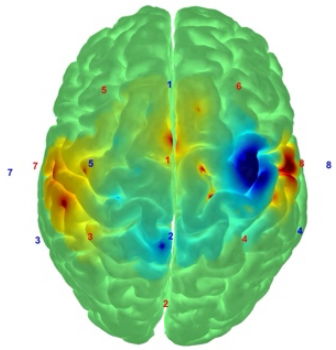
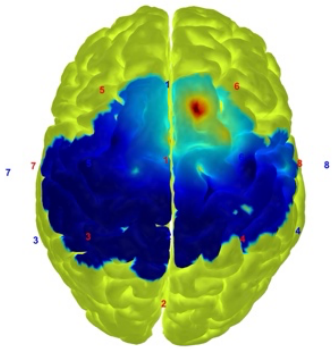
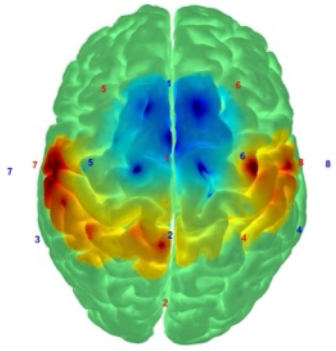
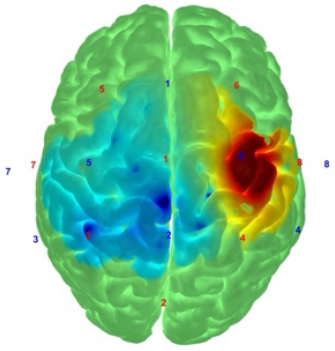
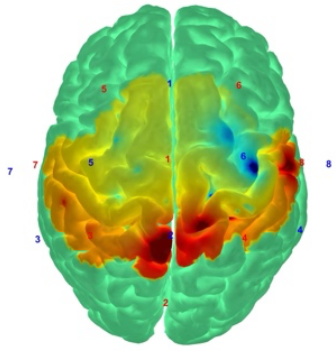
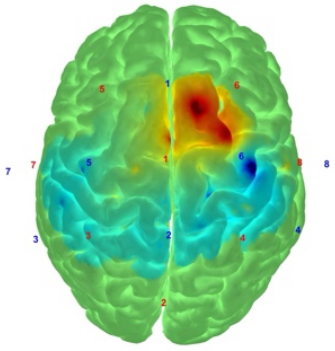
Çizelge 4.17. A7 motor hareketler HbO kontrast haritaları

RHE		**LHE**	
RHF		**LHF**	
RHB		**LHB**	
RHD		**LHD**	

Kontrol grubu ve sol alt ekstremite replant (R1) hastasının motor harekelerinin HbO kontrast haritaları Çizelge 4.18'de verilmiştir. Kontrol grup ile tüm hareketlerde

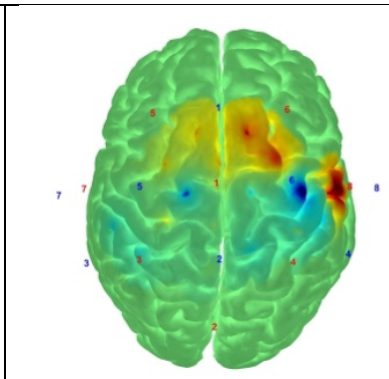
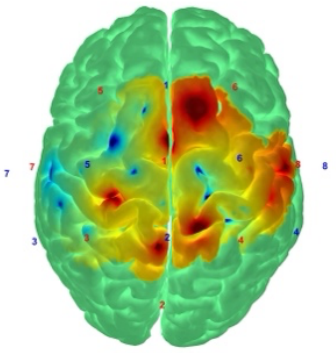
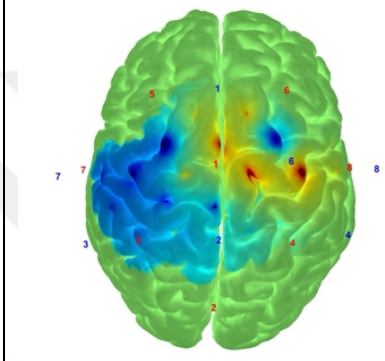
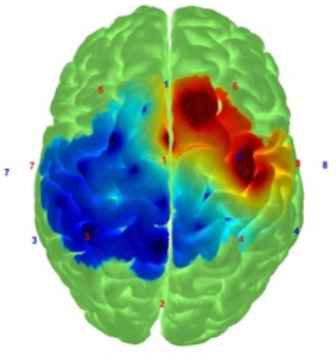
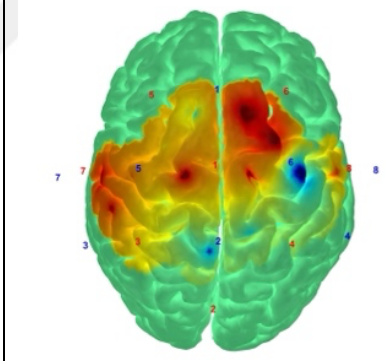
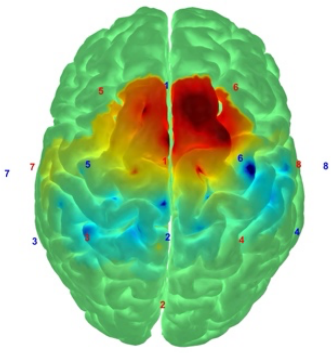
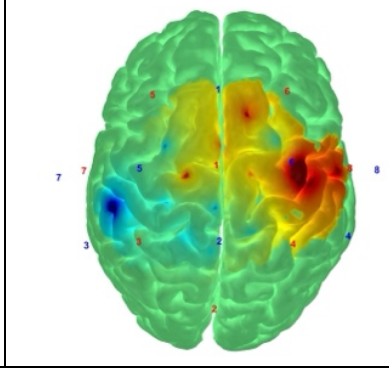
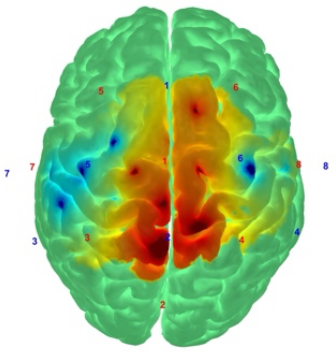
istatistiksel olarak farklılık bulunan R1 hastasının kontrast haritaları da farklılık gözlemlenmektedir.

Çizelge 4.18. R1 motor hareketler HbO kontrast haritaları

RTE		**LTE**	
RTF		**LTF**	
RFE		**LFE**	

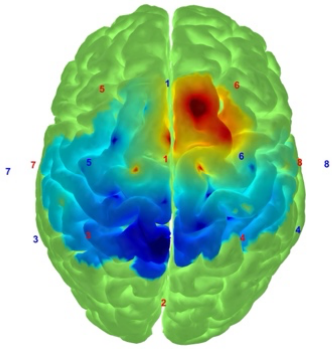
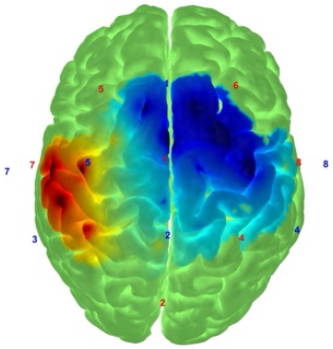
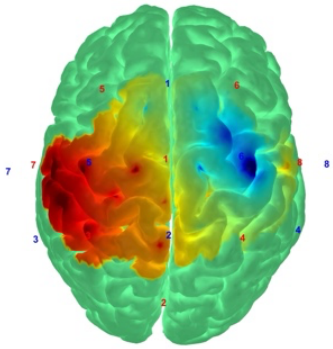
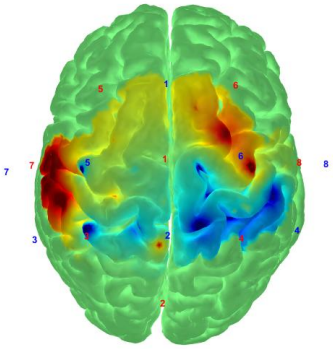
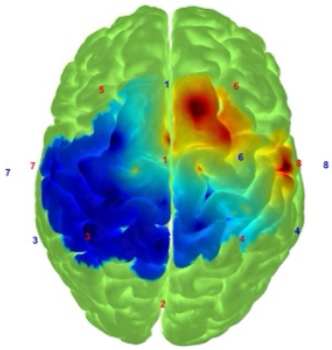
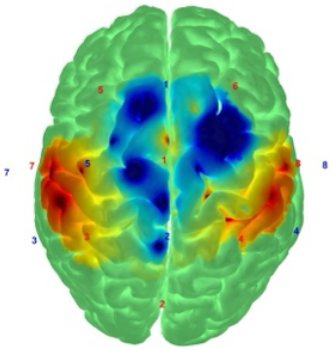
(Devamı Arkada)

Çizelge 4.18'in devamı

RFF		**LFF**	
RKE		**LKE**	
RKF		**LKF**	
RHE		**LHE**	

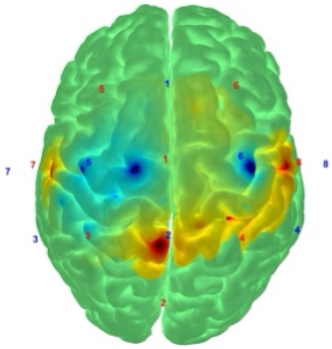
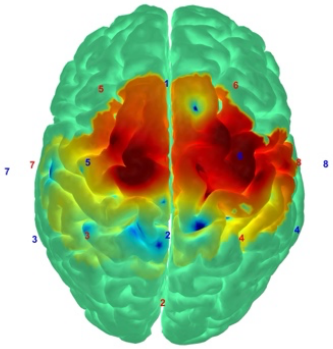
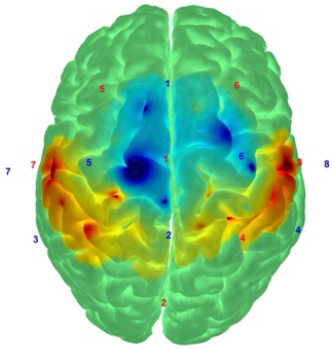
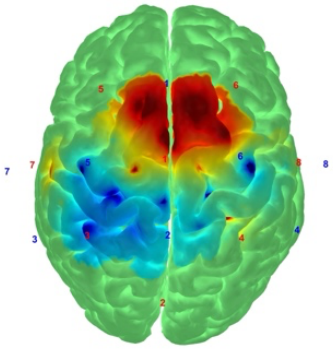
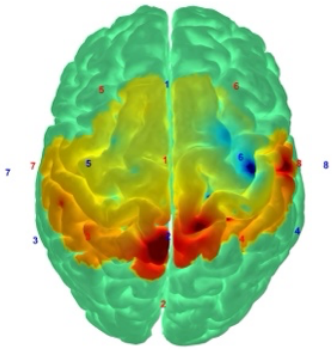
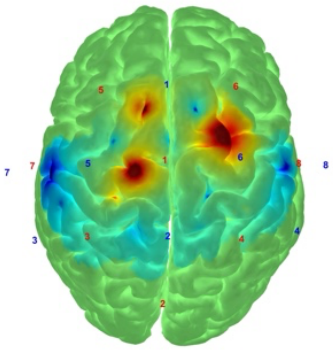
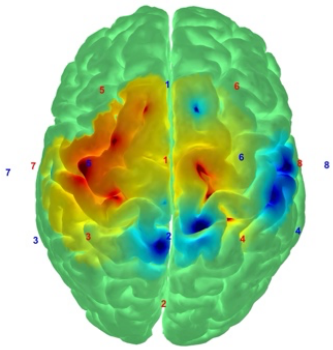
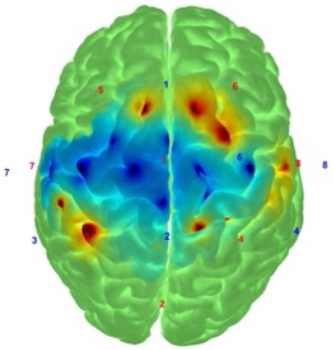
(Devamı Arkada)

Çizelge 4.18 'in devamı

RHF		**LHF**	
RHB		**LHB**	
RHD		**LHD**	

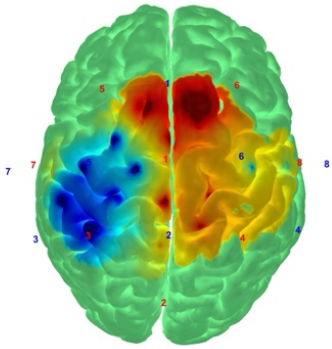
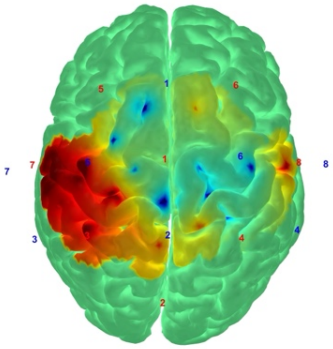
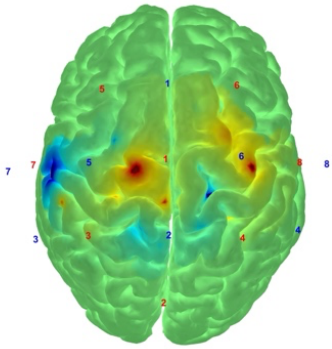
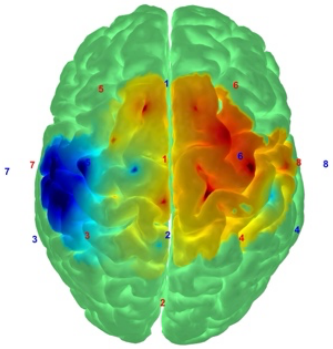
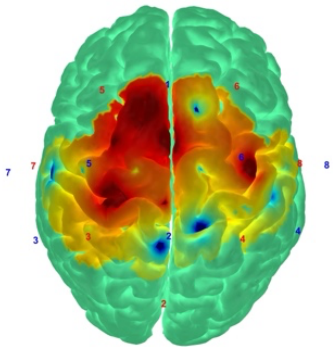
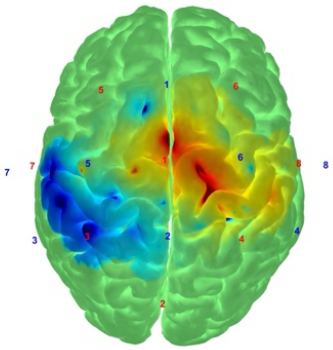
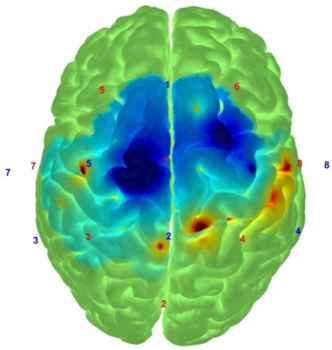
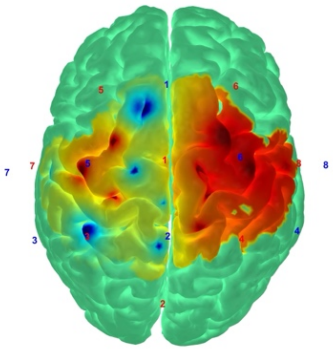
Kontrol grubu ve sağ alt ekstremite replant hastasının (R2) motor hareketlerinin HbO kontrast haritaları Çizelge 4.19'da verilmiştir. Kontrol grubu ile R2 arasındaki istatistiksel farklılıklar tüm motor hareketlerde HbO kontrast haritalarında farklılıklar olarak da gözlemlenmiştir.

Çizelge 4.19. R2 motor hareketler HbO kontrast haritaları

RTE		**LTE**	
RTF		**LTF**	
RFE		**LFE**	
RFF		**LFF**	

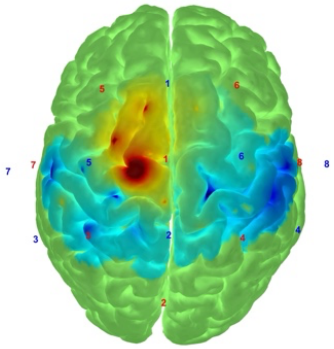
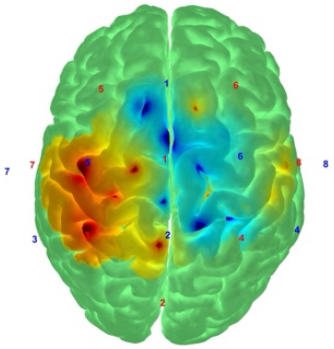
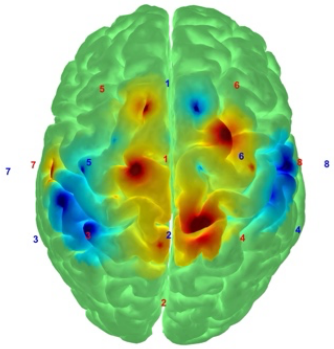
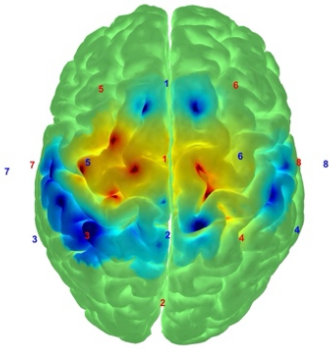
(Devamı Arkada)

Çizelge 4.19'un devamı

RKE		**LKE**	
RKF		**LKF**	
RHE		**LHE**	
RHF		**LHF**	

(Devamı Arkada)

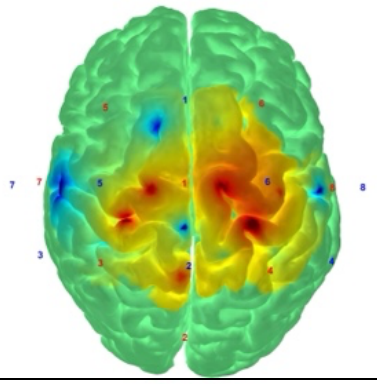
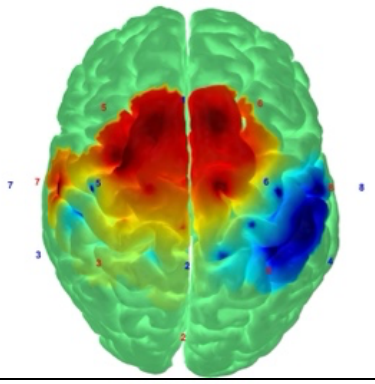
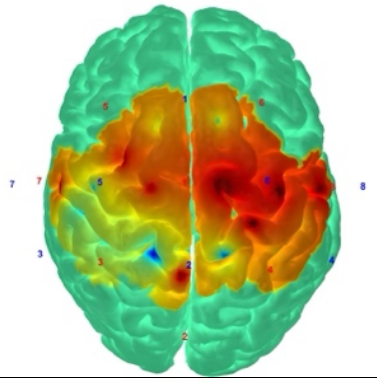
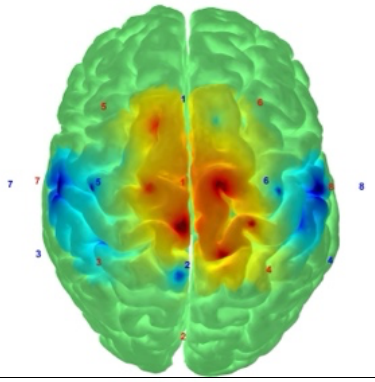
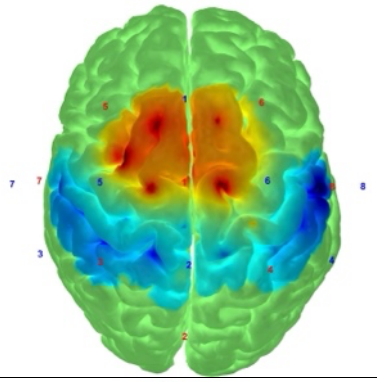
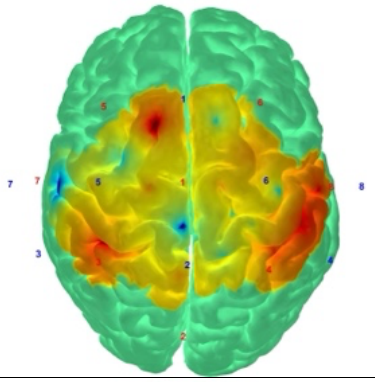
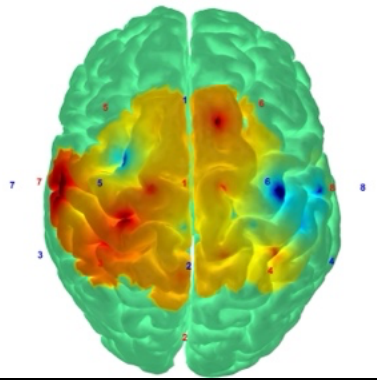
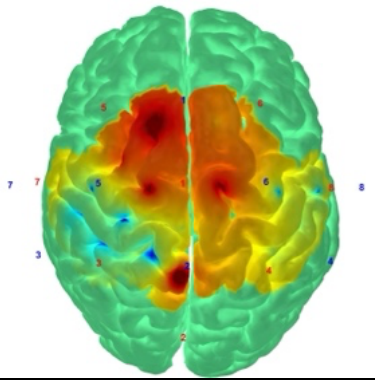
Çizelge 4.19'un devamı

RHB		**LHB**	
RHD		**LHD**	

4.2.2. Hasta grubu motor imgeleme görevlerine ait kontrast haritaları

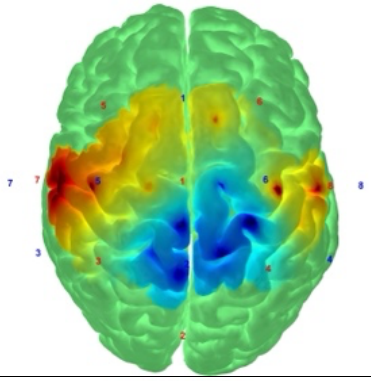
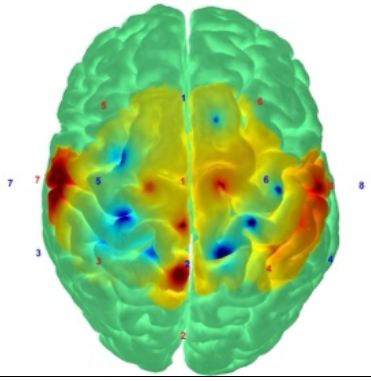
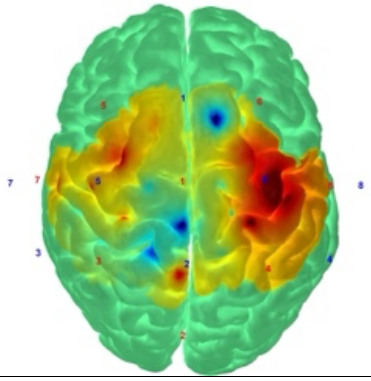
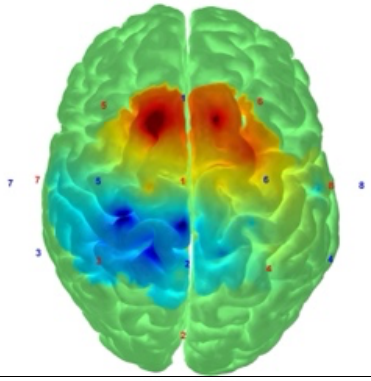
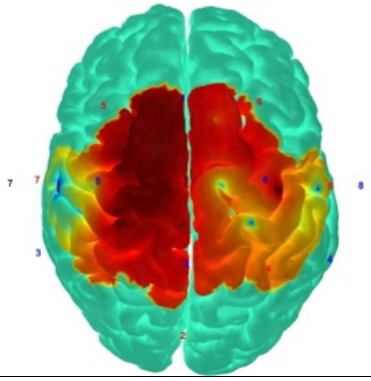
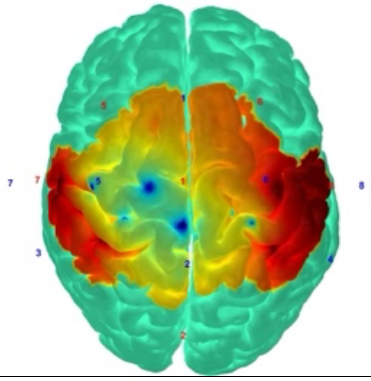
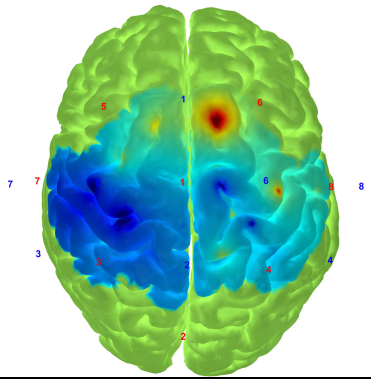
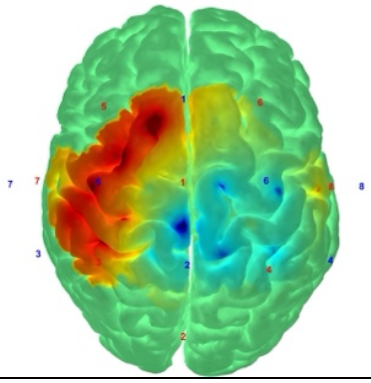
Sağlıklı bireyler ile sol alt ekstremite ampute grubuna ait motor imgeleme görevleri sırasında elde edilen HbO konsantrasyon değerlerine göre oluşturulan kontrast haritalar, AtlasViewer yazılımı kullanılarak standart kanal konumlarına karşılık gelecek şekilde 3 boyutlu beyin modeli üzerinde görselleştirilmiş ve Çizelge 4.20'de sunulmuştur. Bu kontrast haritaları incelendiğinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunan hareketlerde (jRTE, jRHF, jLHD) kontrast olarak da farklı paternler gözlemlenmiştir. Farklılık bulunmayan motor imgeleme görevlerinde de kontrol grubu ile aynı dağılımın oluşmadığı tespit edilmiştir. Özellikle jRTF, jRHE, jLFE, jLFF, jLHE motor imgeleme görevi kontrol grubuna göre daha kortekste yayılmış aktivasyonları oluşturmaktadır.

Çizelge 4.20. Sol alt ekstremite ampute hastalarında motor imgeleme HbO kontrast haritaları

jRTE		**jLTE**	
jRTF		**jLTF**	
jRFE		**jLFE**	
jRFF		**jLFF**	

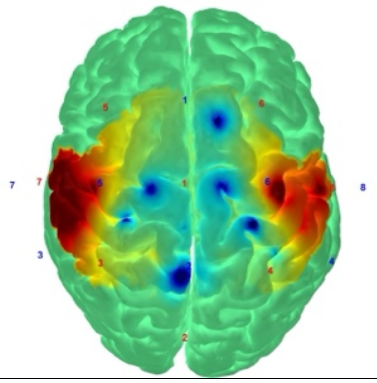
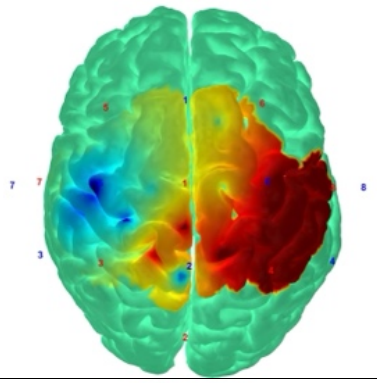
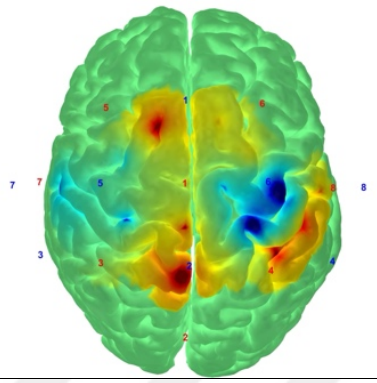
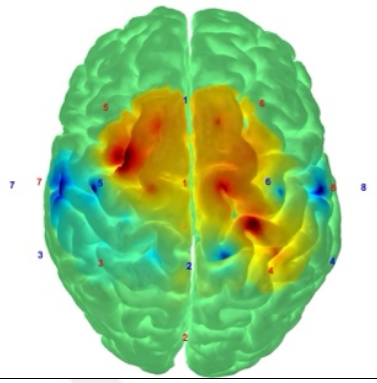
(Devamı Arkada)

Çizelge 4.20 'nin devamı

jRKE		**jLKE**	
jRKF		**jLKF**	
jRHE		**jLHE**	
jRHF		**jLHF**	

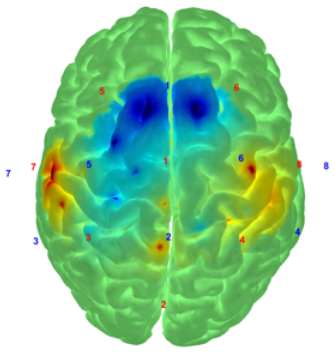
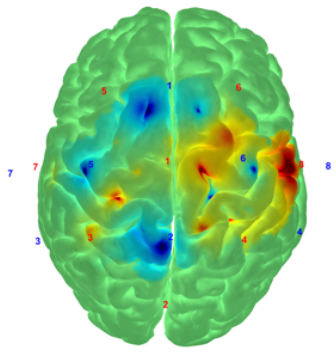
(Devamı Arkada)

Çizelge 4.20 'nin devamı

jRHB		**jLHB**	
jRHD		**jLHD**	

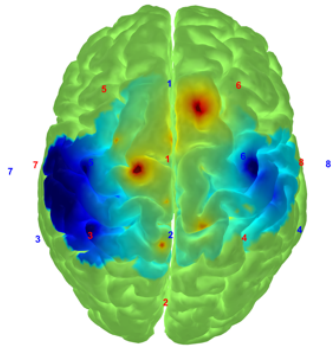
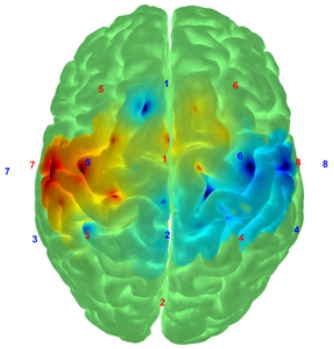
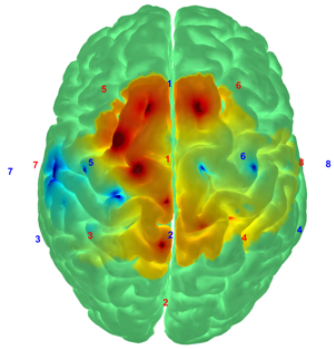
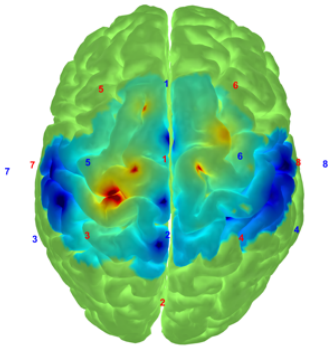
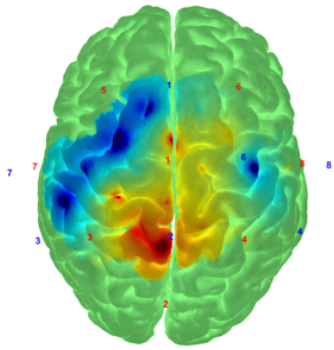
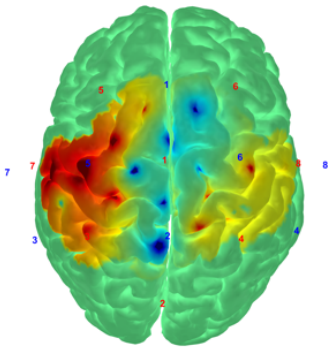
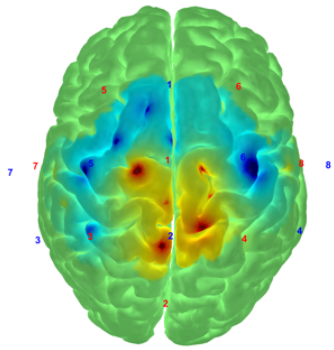
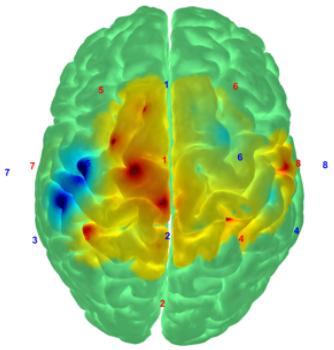
Sağ alt ekstremite ampute hastası A3'ün motor imgeleme görevi HbO kontrast haritaları Çizelge 4.21'de sunulmuştur. jRTE, jRFE, jRFF, jRHF, jRHB, jLTF, jLFF, jLHE 'de istatistiksel fark bulunmamış olsa da kontrast haritaları kontrol grubundan tamamen farklı paterne sahiptir.

Çizelge 4.21. A3 motor imgeleme HbO kontrast haritaları

jRTE		**jLTE**	

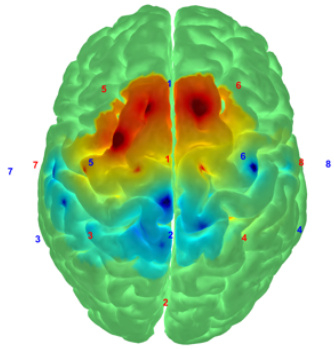
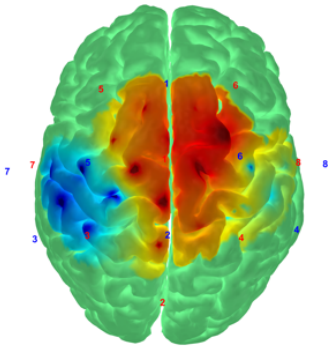
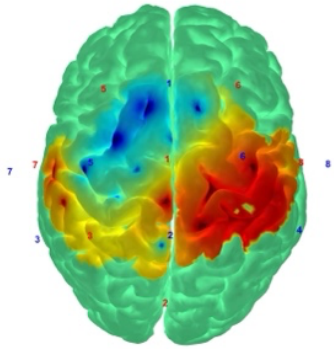
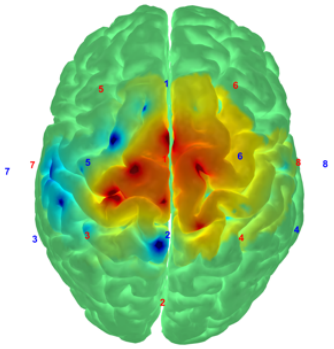
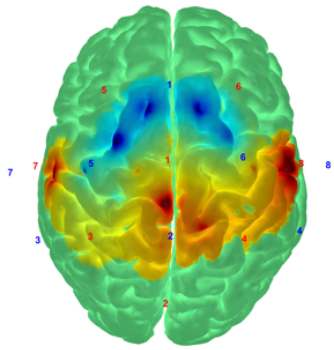
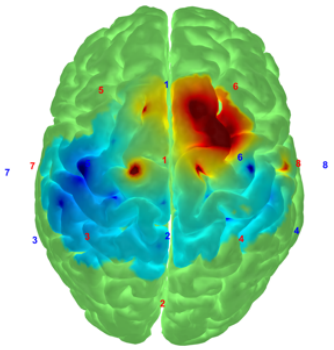
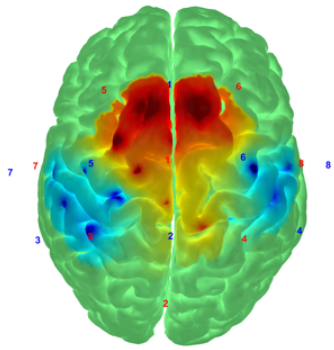
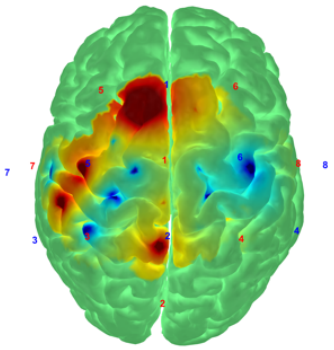
(Devamı Arkada)

Çizelge 4.21'in devamı

jRTF		**jLTF**	
jRFE		**jLFE**	
jRFF		**jLFF**	
jRKE		**jLKE**	

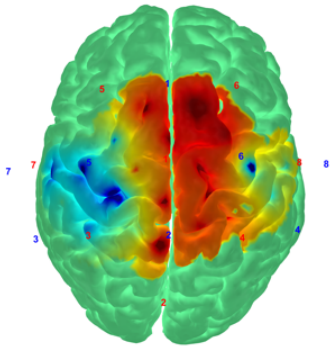
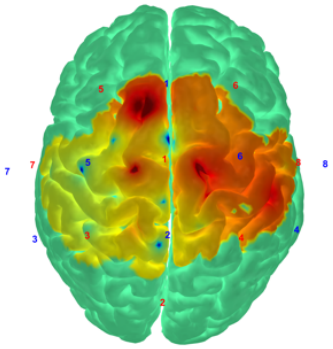
(Devamı Arkada)

Çizelge 4.21'in devamı

jRKF		**jLKF**	
jRHE		**jLHE**	
jRHF		**jLHF**	
jRHB		**jLHB**	

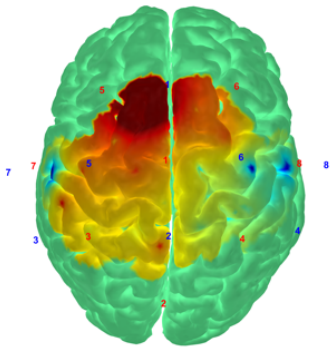
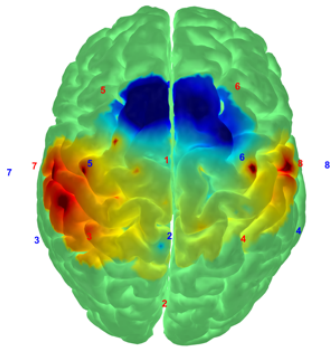
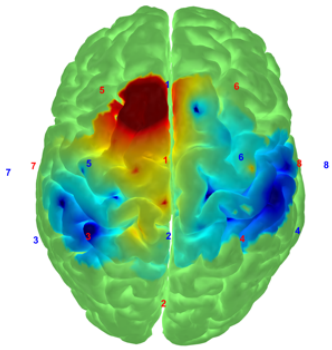
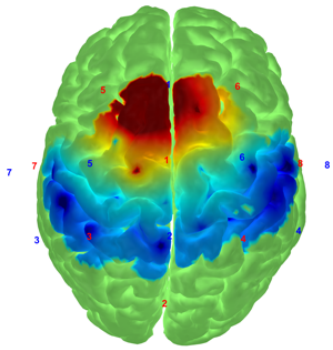
(Devamı Arkada)

Çizelge 4.21' in devamı

jRHD		**jLHD**	

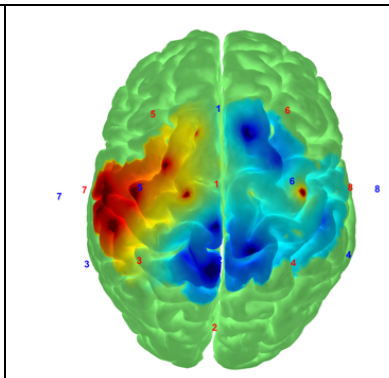
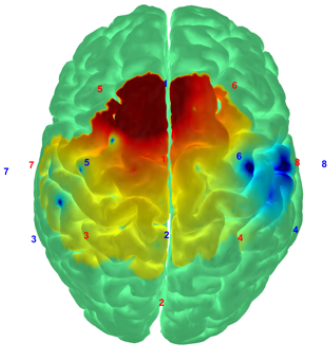
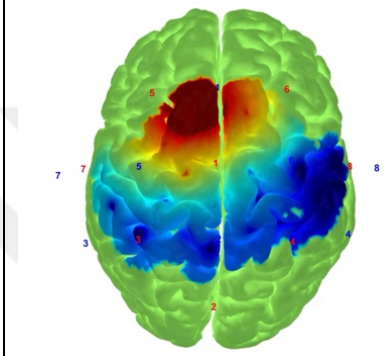
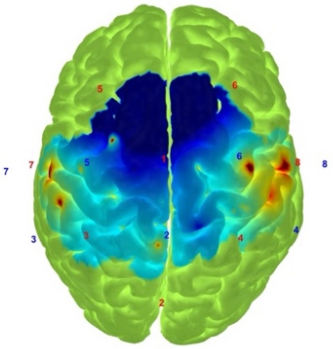
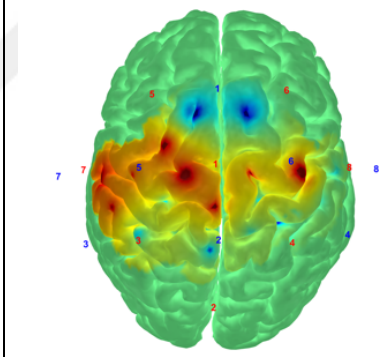
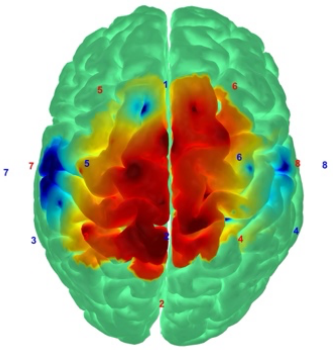
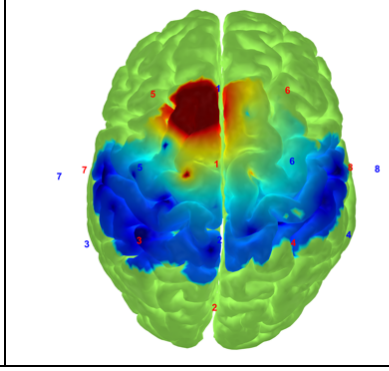
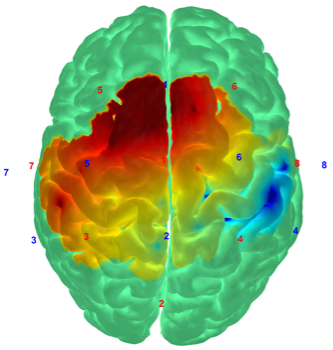
A6 sağ alt ekstremite ampute hastasının motor imgeleme görevine ait HbO kontrast haritaları Çizelge 4.22'te sunulmuştur. jRTE, jRFF, jRHE, jRHF, jRHB, jRHD, jLTE, jLTF, jLFE, jLKE ve jLKF görevlerinde M1-bacak bölgesindeki anlamlı farklılıkların, A6 hastasında bu alandaki baskın aktiviteden kaynaklandığı görülmüştür.

Çizelge 4.22. A6 motor imgeleme HbO kontrast haritaları

jRTE		**jLTE**	
jRTF		**jLTF**	

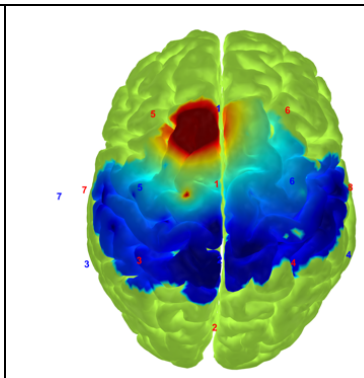
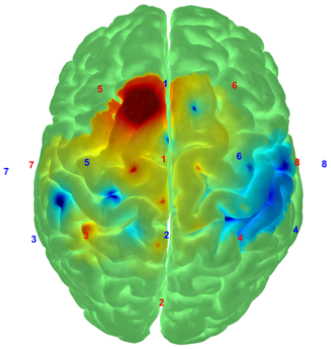
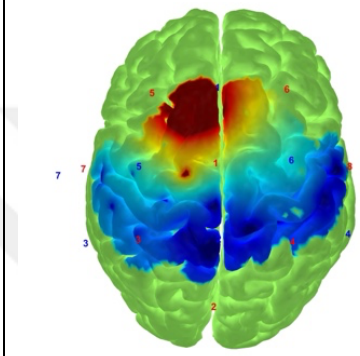
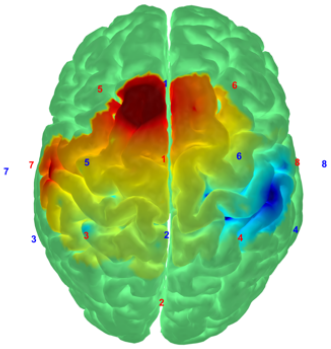
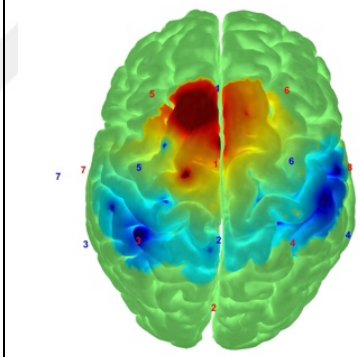
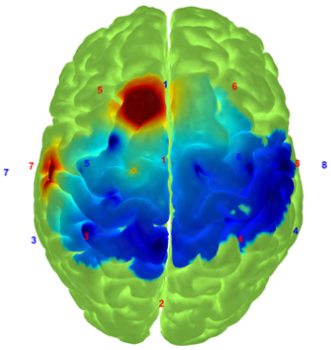
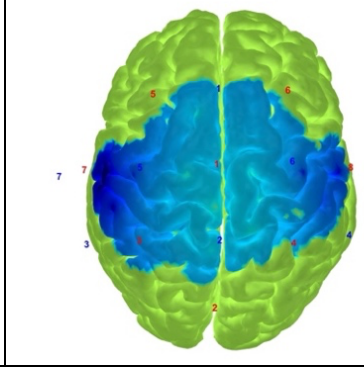
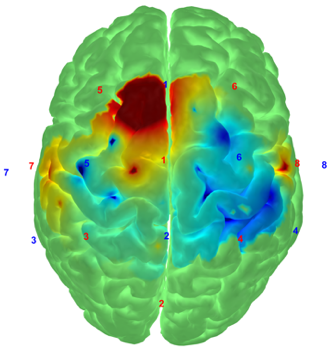
(Devamı Arkada)

Çizelge 4.22'nin devamı

jRFE		**jLFE**	
jRFF		**jLFF**	
jRKE		**jLKE**	
jRKF		**jLKF**	

(Devamı Arkada)

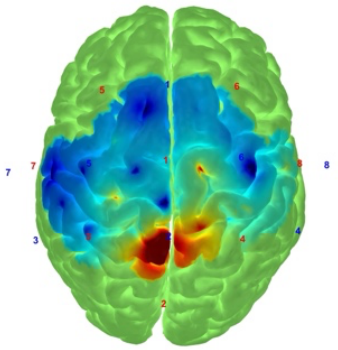
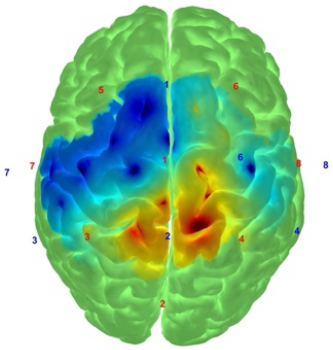
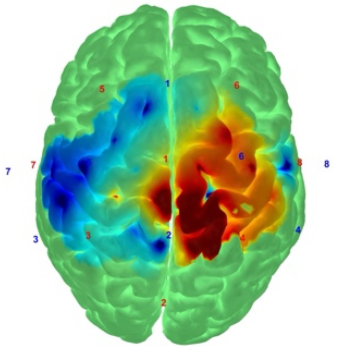
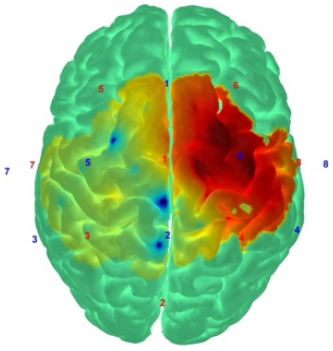
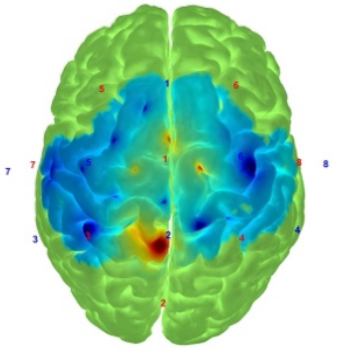
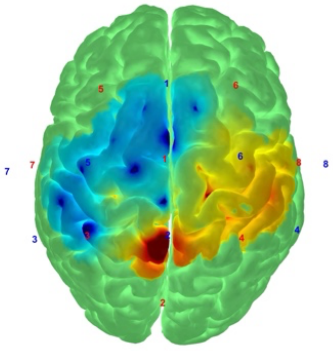
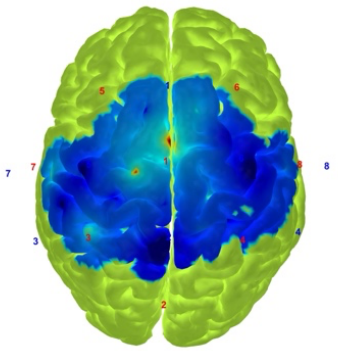
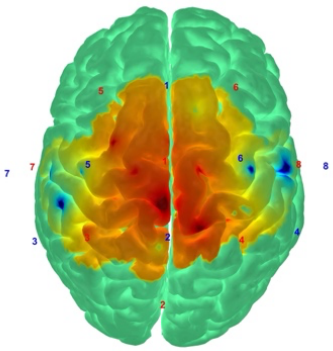
Çizelge 4.22'nin devamı

jRHE		**jLHE**	
jRHF		**jLHF**	
jRHB		**jLHB**	
jRHD		**jLHD**	

Çift ampute hastasının (A7) motor imgeleme görevine ait HbO kontrast haritaları Çizelge 4.23'te sunulmuştur. A7'nin tüm motor imgeleme görevlerinde kontrol grubuna kıyasla kontrast haritalarda belirgin farklılıklar gözlemlenmiştir. En belirgin farkın

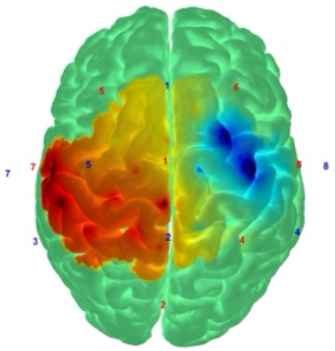
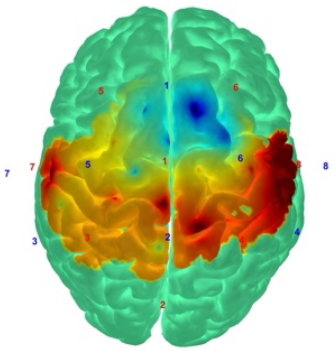
bulunduğu jRKF görevinde, A7'nin M1-bacak ve ön motor–ek motor alanları da daha az aktif olması bu önemli farkın oluşmasına neden olmuştur.

Çizelge 4.23. A7 motor imgeleme HbO kontrast haritaları

jRTE		**jRKF**	
jRTF		**jRHE**	
jRFE		**jRHF**	
jRFF		**jRHB**	

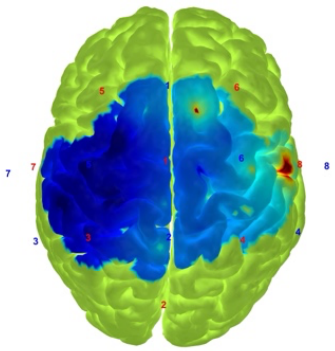
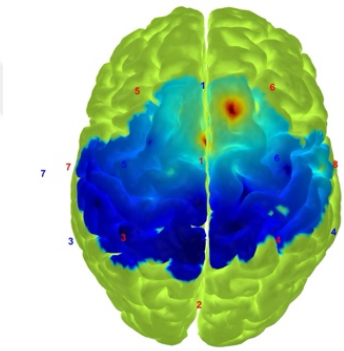
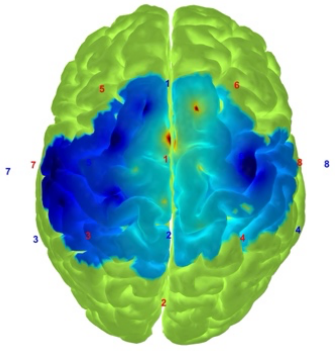
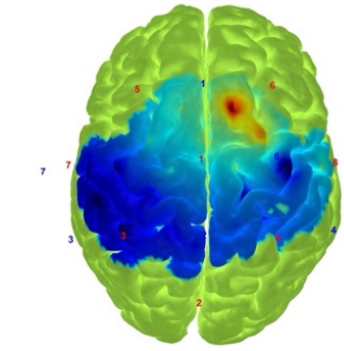
(Devamı Arkada)

Çizelge 4.23'ün devamı

jRKE		**jRHD**	

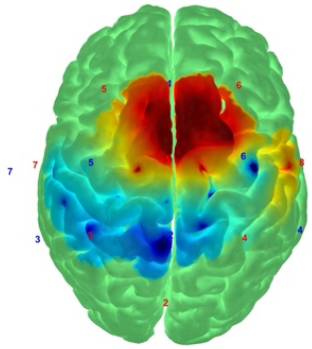
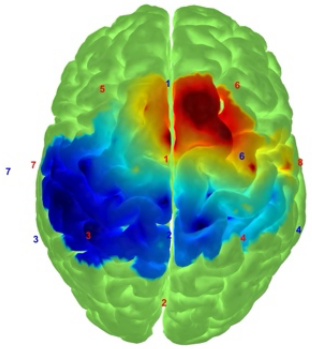
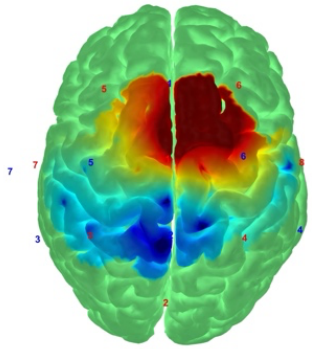
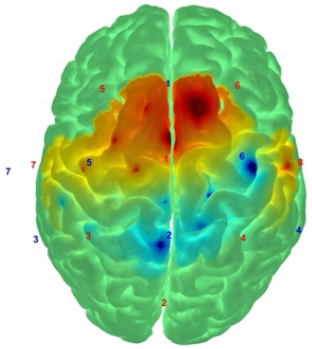
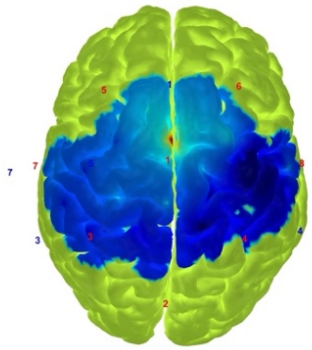
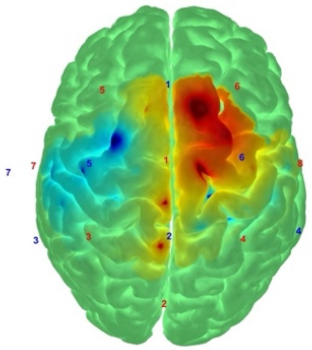
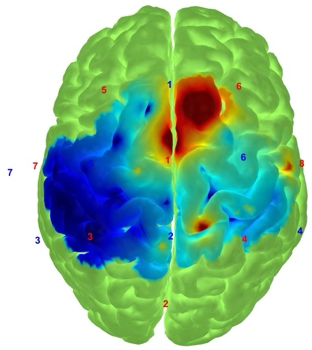
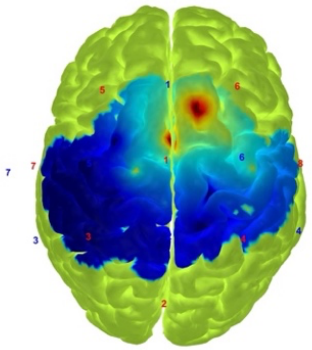
Sol alt ekstremite replant hastası (R1) motor imgeleme görevine ait HbO kontrast haritaları Çizelge 4.24'te sunulmuştur. R1'in tüm motor imgeleme görevlerinde, kontrol grubuna kıyasla kontrast haritalarında belirgin farklılıklar gözlemlenmiştir. Bu farklılığın özellikle R1 hastasının M1-bacak alanında tüm görevlerdeki aktivasyonundan kaynaklandığı gözlemlenmiştir.

Çizelge 4.24. R1 motor imgeleme HbO kontrast haritaları

jRTE		**jLTE**	
jRTF		**jLTF**	

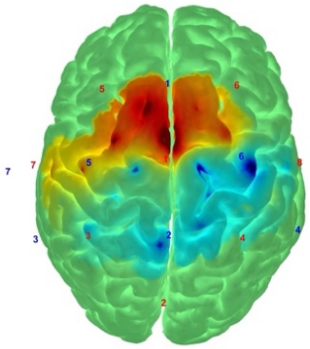
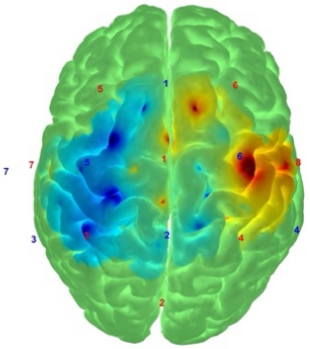
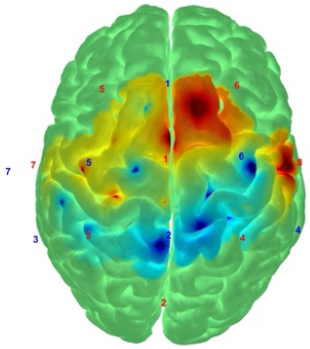
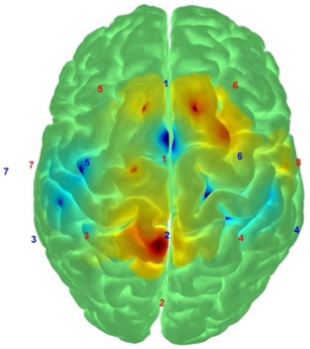
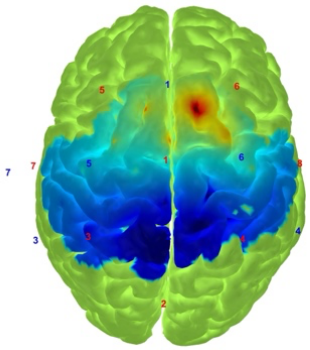
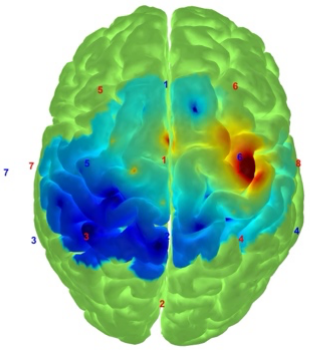
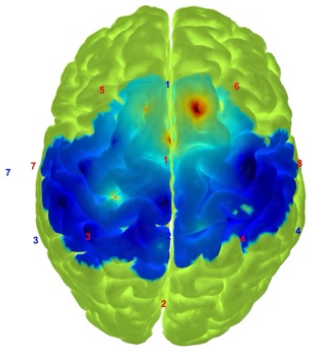
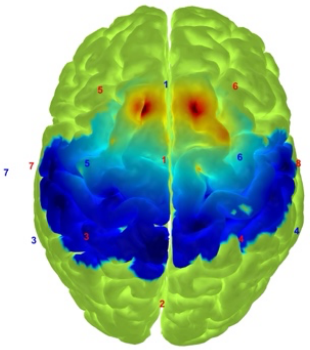
(Devamı Arkada)

Çizelge 4.24'ün devamı

jRFE		**jLFE**	
jRFF		**jLFF**	
jRKE		**jLKE**	
jRKF		**jLKF**	

(Devamı Arkada)

Çizelge 4.24'ün devamı

jRHE		**jLHE**	
jRHF		**jLHF**	
jRHB		**jLHB**	
jRHD		**jLHD**	

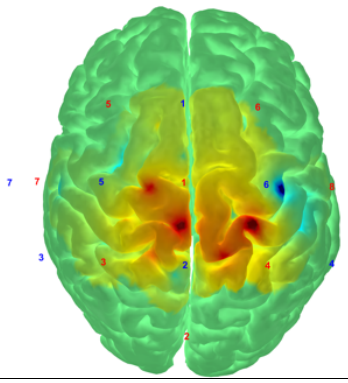
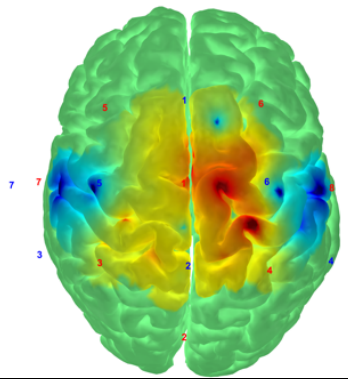
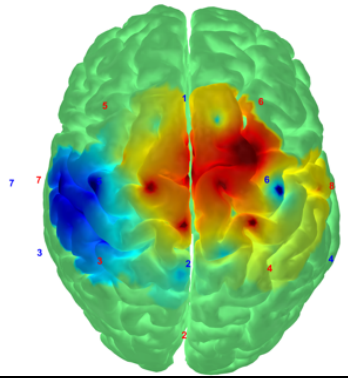
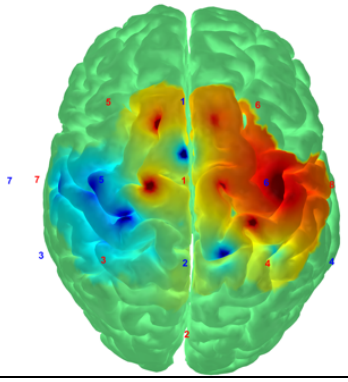
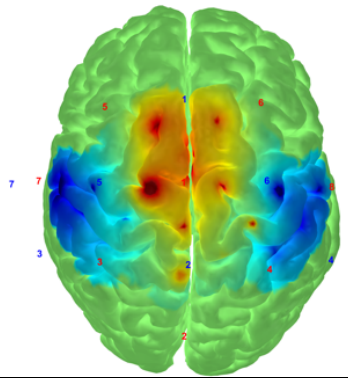
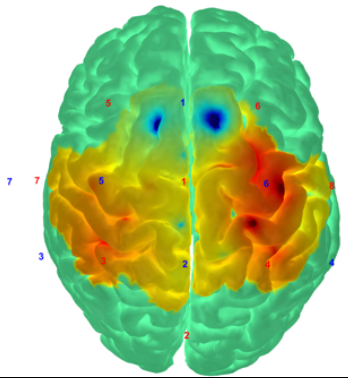
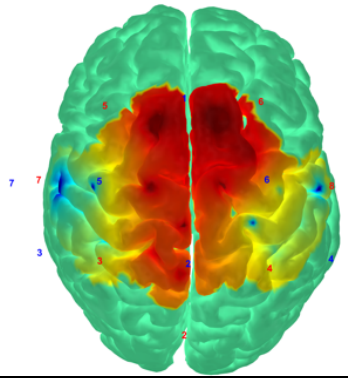
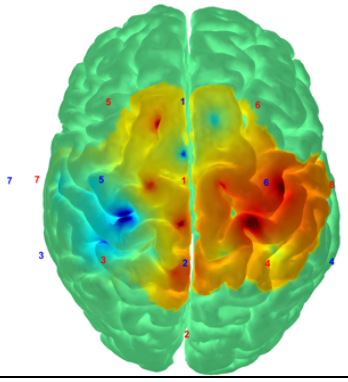
4.2.3. Kontrol grubu motor hareket ve motor imgeleme kontrast haritaları

HbO değerlerine göre oluşturulan kontrast haritaların, standart kanal konumlarına karşılık gelen görüntüleri AtlasViewer yazılımı kullanılarak 3 boyutlu beyin modeline

yansıtılmış ve Çizelge 4.25'te sunulmuştur. Kontrol grubu HbO konsantrasyon değerlerinin kontrast baskınlığı incelendiğinde motor hareketlerin her yarımkürenin orta yüzeyinde baskınlık gösterdiği açıktır. Motor hareketler ve motor imgeleme süreçlerine ait kontrast haritaların lokasyon bazlı analizi, bu iki sürecin kortikal aktivite paternlerini karşılaştırarak her birinin kendine özgü hemodinamik yanıtlarını değerlendirmeyi amaçlamaktadır.

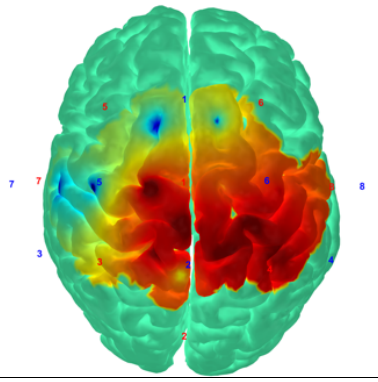
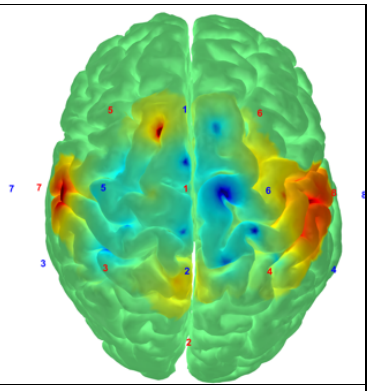
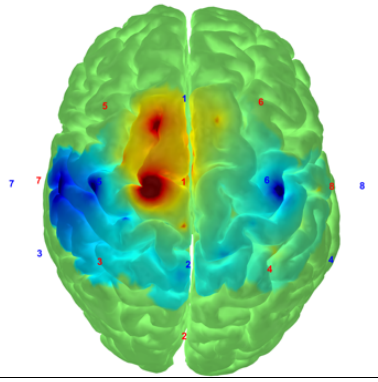
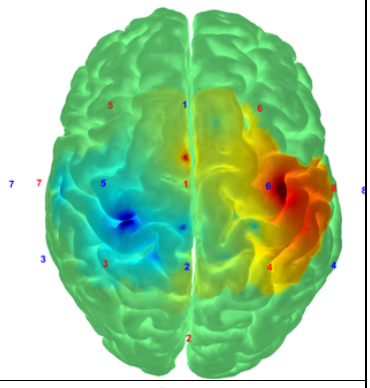
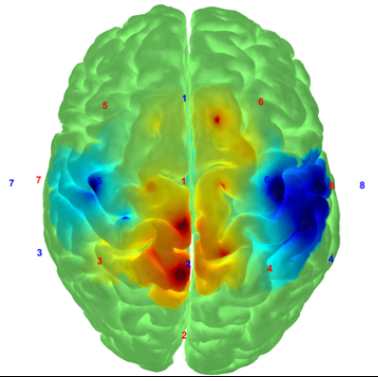
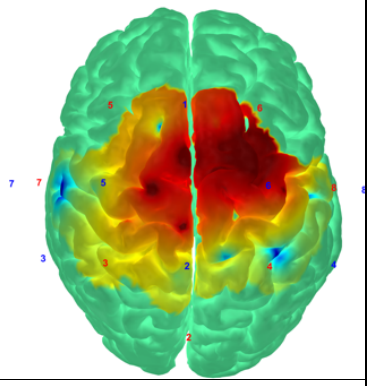
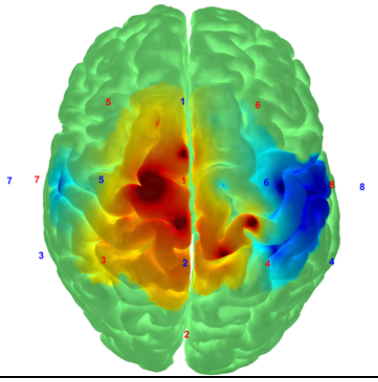
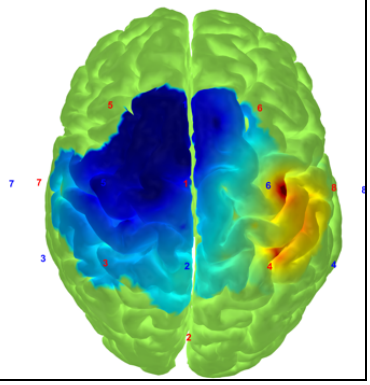
Motor hareketle kıyaslandığında motor imgeleme görevi sırasında kontrast haritalarında daha geniş ve yayılmış bir aktivasyon gözlemlenmiştir. Bu durum, motor imgelemenin daha bilişsel bir süreç içerdiğini gösterebilir. Gerçek bir hareket gerçekleşmese de birey, hareketin nasıl hissettireceğini zihinsel olarak canlandırır. Bu süreçte propriyoseptif (vücut pozisyonu ve hareket algısı) ve kinestetik (hareket hissi) bilgiler zihinsel olarak aktive edilir. İstatistiksel olarak en belirgin farklılığın olduğu RKF ve RHD hareketleri ve bu hareketlerin imgelemelerinin kontrast haritalarında M1-bacak, birinci somatosensoriyel korteks bölgelerindeki farklılık yarattığı gözlemlenmektedir. Motor imgelemede maksimum aktivitenin somatosensoriyel kortekste, motor hareketlerde ise M1-bacak bölgesinde yoğunlaşması, bu farklılıkların kaynağını desteklemektedir. RHE, LKE ve LHD motor ve motor imgeleme görevleri kontrast haritaları olarak karşılaştırıldığında motor imgelemede daha yayılmış lokal olmayan aktivitelerin istatistiksel olarak anlamlı farklılığa yol açtığı görülmektedir. Gerçek hareket sırasında somatosensoriyel korteks esas olarak dışsal duyusal geri bildirimlerle (örneğin, kas gerilimi, eklem pozisyonu, dokunma vb.) aktive olur. Ancak motor imgeleme sırasında, birey bu duyusal girdileri içsel olarak simüle etmek zorunda olduğundan, somatosensoriyel kortekste daha geniş bir aktivasyon gözlemlenebilir. Somatosensoriyel korteks, vücudun uzaydaki konumunu belirleme ve motor hareketlerin duyusal bileşenlerini işleme konusunda kritik bir rol oynar. Motor imgeleme sırasında birey, hareketin duyusal yönlerine bilinçli olarak daha fazla odaklanabilir. Gerçek hareket sırasında otomatikleşen duyusal-motor entegrasyon, imgeleme sürecinde zihinsel olarak aktif bir şekilde oluşturulmak zorundadır, bu da somatosensoriyel kortekste daha fazla aktivasyona yol açabilir. Somatosensoriyel sistem, dokunma, basınç, sıcaklık, ağrı ve proprioseptif bilgileri işleyerek vücudun ve çevrenin farkındalığını sağlar (Raju ve Tadi, 2022). Proprioseptif duyular, kas, eklem ve tendonlardaki kuvvet değişimlerini algılayarak hareket ve pozisyon bilgisini sağlar (ten Donkelaar vd., 2020). Kontrol grup sağ baskın olması sebebiyle özellikle sol motor imgelemede zorlanmıştır. Bu nedenle sol taraf ile motor imgelemenin daha fazla bilişsel çaba gerektirdiği ve bu yüzden daha geniş bir beyin aktivasyona yol açabileceği düşünülebilir. Motor imgeleme sırasında genişleyen aktivasyon, sol motor hareketleri simüle ederken artan bilişsel yükü ve ek kortikal alanlara duyulan ihtiyacı gösterebilir.

Çizelge 4.25. Kontrol grubu motor hareketler ve motor imgeleme HbO kontrast haritaları

	Motor		Motor İmgeleme
RTE		**jRTE**	
RTF		**jRTF**	
RFE		**jRFE**	
RFF		**jRFF**	

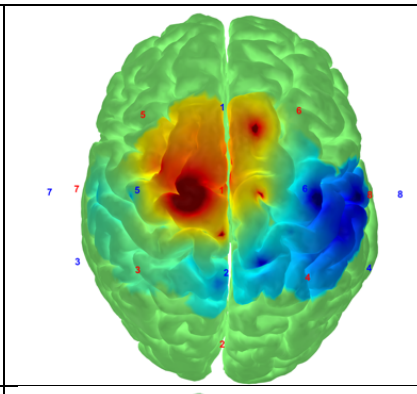
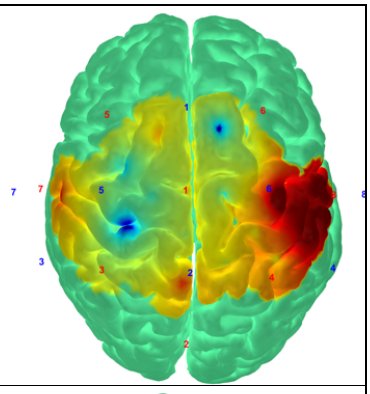
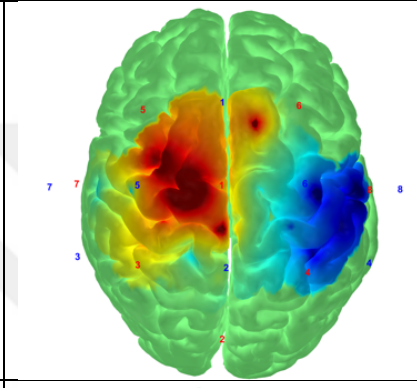
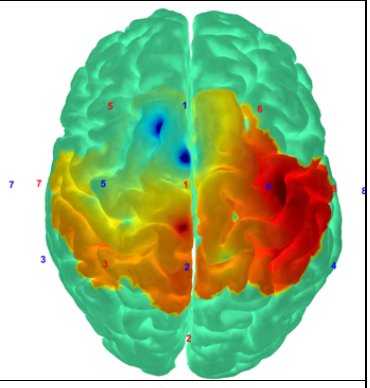
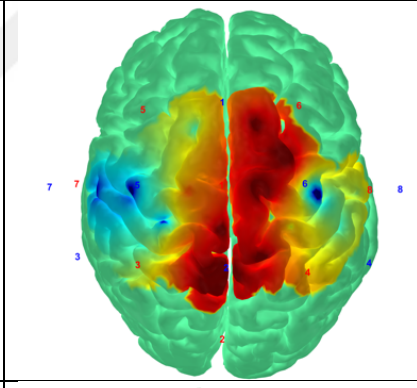
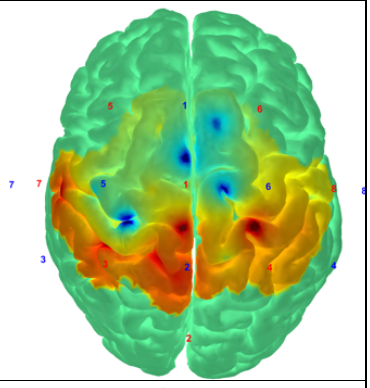
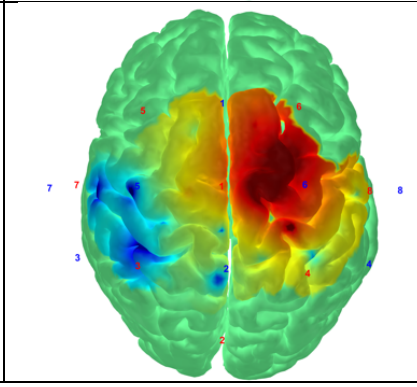
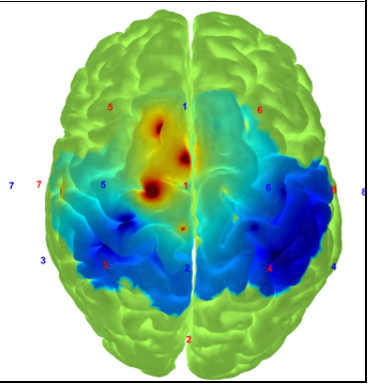
(Devamı Arkada)

Çizelge 4.25'in devamı

RKE		**jRKE**	
RKF		**jRKF**	
RHE		**jRHE**	
RHF		**jRHF**	

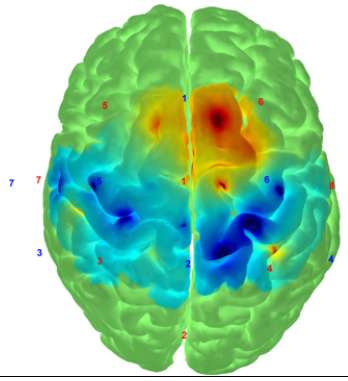
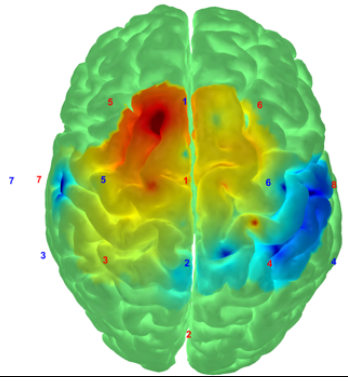
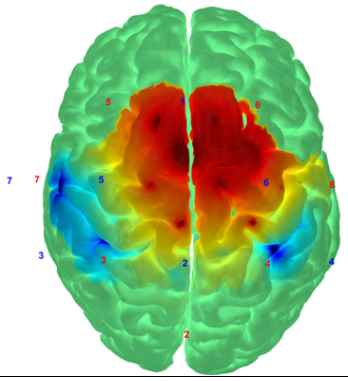
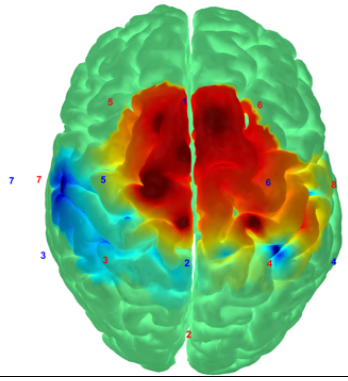
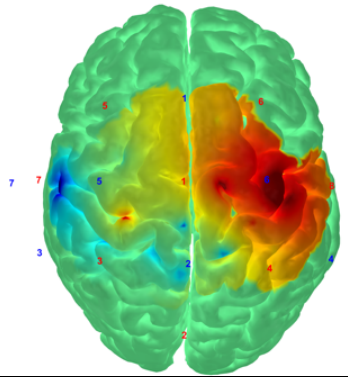
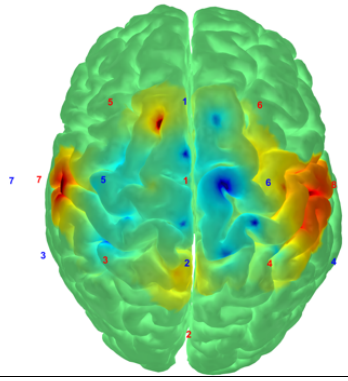
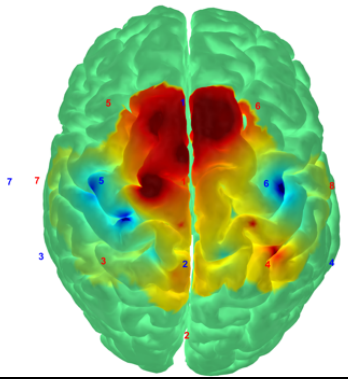
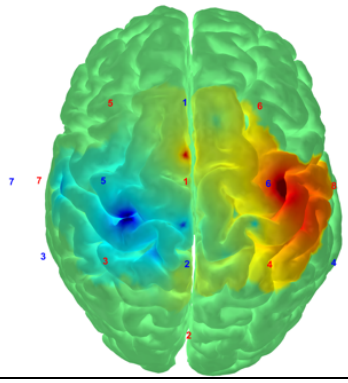
(Devamı Arkada)

Çizelge 4.25'in devamı

RHB		**jRHB**	
RHD		**jRHD**	
LTE		**jLTE**	
LTF		**jLTF**	

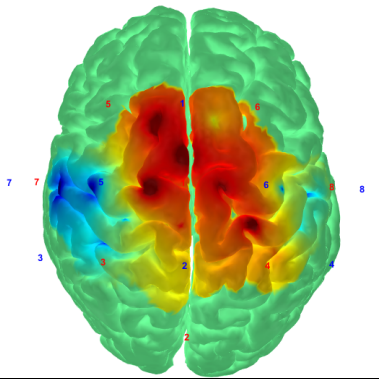
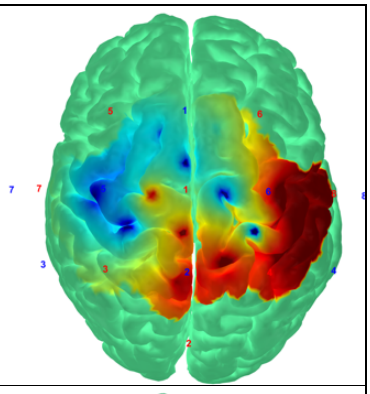
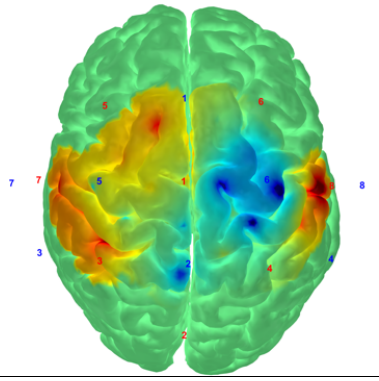
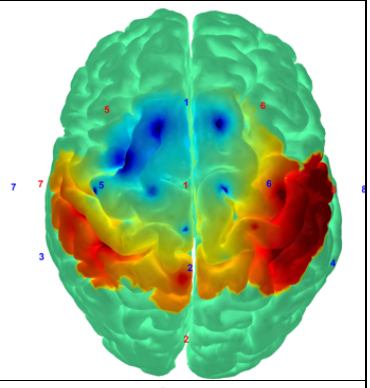
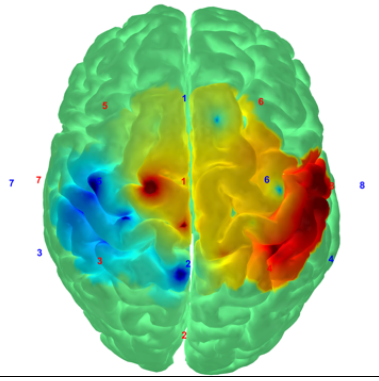
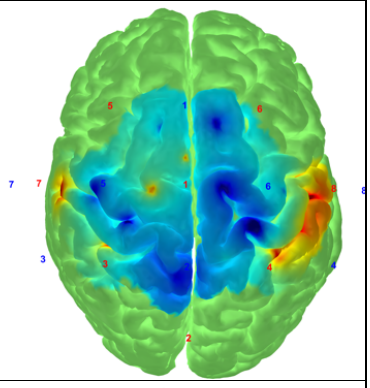
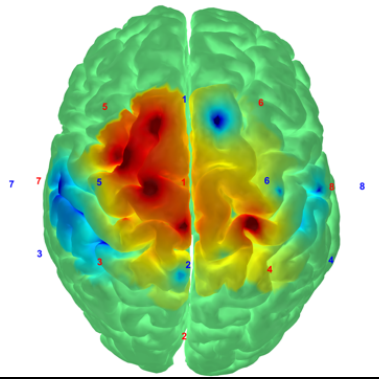
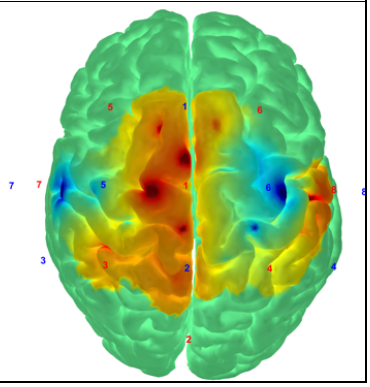
(Devamı Arkada)

Çizelge 4.25'in devamı

LFE		**jLFE**	
LFF		**jLFF**	
LKE		**jLKE**	
LKF		**jLKF**	

(Devamı Arkada)

Çizelge 4.25'indevamı

LHE		**jLHE**	
LHF		**jLHF**	
LHB		**jLHB**	
LHD		**jLHD**	

5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında, alt ekstremite amputasyonu ve replantasyonu geçirmiş hastalarda motor hareket ve motor imgeleme görevleri sırasında ortaya çıkan hemodinamik yanıtlar, sağlıklı bireylerle karşılaştırmalı olarak detaylı biçimde incelenmiştir. Çalışma hem istatistiksel hem de kontrast haritaları düzeyinde elde edilen bulgular ışığında, amputasyon ve replantasyon sonrası beyin plastisitesine dair önemli çıkarımlar sunmaktadır. Literatürde, üst ekstremite amputasyonu sonrasında ortaya çıkan fonksiyonel kortikal yeniden organizasyon süreçlerine ilişkin çok sayıda çalışma bulunmasına rağmen, alt ekstremite amputasyonuna yönelik beyin aktivitesi değişimlerini açıklayan çalışmalar oldukça sınırlıdır (Molina-Rueda vd., 2019). Bu bulgu, alt ekstremiteye özgü motor görevlerin altında yatan nörobilişsel mekanizmalar konusunda literatürde önemli bir boşluğun mevcut olduğunu göstermektedir.

Yapılan çalışmalar, amputasyon sonrası beyindeki değişimlerin özellikle vücut duyumlarının bütünleştirilmesinden sorumlu bölgeler (korpus kallozum, talamus, somatosensoriyel ve görsel korteks), vücut şemasının oluşumunda görev alan somatosensoriyel ve motor korteksler ile hareketin planlanması, ve yürütülmesinde rol oynayan premotor alan, birincil motor korteks, ek motor alan, bazal gangliyonlar ve serebellum gibi yapılarda yoğunlaştığını göstermektedir (Mizelle vd., 2016; Takakusaki, 2017). Bu doğrultuda, bu tez çalışmasında özellikle ön motor ve ek motor alanlar, M1-bacak ve birincil somatosensoriyel korteks gibi bölgeler üzerinde odaklanılmıştır. Literatürde, alt ekstremite amputasyonu geçiren bireylerde premotor ve görsel alanlarda korteks kalınlığında azalma gözlemlendiği (Jiang vd., 2015; 2016) ve hem amputasyonun karşı hemisferinde yer alan birincil motor ve somatosensoriyel kortekslerde hem de ipsilateral birincil somatosensoriyel kortekste, hem kalıntı uzuv hem de sağlam ekstremite temsillerinde aktivite artışı görüldüğü bildirilmiştir (Simoes vd., 2012). Ek olarak, son çalışmalar amputasyon geçiren bireylerde premotor korteks ve tamamlayıcı motor alanda yapısal ve işlevsel yeniden yapılanmalar olduğunu ortaya koymuştur (Molina-Rueda vd., 2019). Palermo ve arkadaşlarının çalışmasında vücut algısına dair düşük skorların sağ ön singulat kortekste düşük gri cevher hacmi ile ilişkili olduğu bulunmuştur. Bu bölge, hem motor hem de duyusal girdilerin bütünleştirilmesinde kilit bir rol oynamaktadır ve premotor ile birincil motor kortekslerle bağlantılıdır (Devue vd., 2007; Palermo vd., 2018). Bu bulgular, alt ekstremite amputasyonu geçiren bireylerde vücut şeması oluşturma ve güncelleme süreçlerinin zayıfladığına işaret eder. Fonksiyonel bağlantı analizleri, amputasyon sonrası bireylerde yalnızca sensorimotor ağ içinde değil, bu ağın ötesindeki alanlarda da anormal bağlantı örüntülerinin oluştuğunu göstermektedir. Örneğin, Zhang ve arkadaşları, tamamlayıcı motor alan ile karşı hemisferdeki bazal gangliyonlar arasında işlevsel bağlantı bozulmalarını tespit etmişlerdir. Tamamlayıcı motor alan hareketin başlatılması, denge kontrolü ve yürüyüşte ön hazırlık gibi temel görevleri yerine getirir (J. Zhang vd., 2018). Sensorimotor ağ, yalnızca kortikal yapılarla sınırlı kalmamakta; serebellum, talamus ve bazal gangliyonlar gibi subkortikal yapıları da içermektedir. Bu yapılar, talamus aracılığıyla motor korteksi etkileyerek hem istemli hem de otomatik hareketlerin düzenlenmesine katkı sağlamaktadır. Bu nedenle, amputasyon sonrası rehabilitasyon süreçlerinde tamamlayıcı motor alanın yeniden organizasyonunun desteklenmesi ve kortikal–subkortikal bağlantıların güçlendirilmesi, denge ve yürüme becerilerinin yeniden kazanılmasında kritik bir öneme sahiptir.

Bu tez çalışmasında, özellikle sol alt ekstremite amputasyonu olan bireylerde, bazı motor görevler sırasında oksijenlenmenin somatosensoriyel kortekse kaydığı, RKE, LKF ve LHE gibi görevlerde bu farklılığın hem istatistiksel hem de kontrast haritalar olarak açık biçimde izlendiği belirlenmiştir. Benzer şekilde, sağ alt ekstremite amputasyonu olan A3 ve A6 hastalarında da bazı motor görevlerde kontrol grubuna göre anlamlı farklar gözlemlenmemiş olsa da kontrast haritalarında aktivitenin somatosensoriyel alanlara yayılması dikkat çekmektedir. A3 hastasında özellikle LKF ve LKE, A6 hastasında ise RHE, LTF ve LHD hareketlerinde bu yayılım net biçimde ortaya çıkmıştır. Jiang ve arkadaşları tarafından sağ alt ekstremite amputasyonu geçirmiş bireylerle yapılan bir çalışmada, sol premotor kortekste kortikal incelme ve premotor alanlar arası komissural lif yollarında mikro yapısal bozulmalar rapor edilmiştir (Jiang vd., 2015). Ayrıca bu bireylerde sağ inferior frontookipital fasikülüs gibi görsel-motor entegrasyon bölgelerinde fraksiyonel anizotropi değerlerinin azaldığı ve bu azalmanın amputasyon süresiyle ters orantılı olduğu gösterilmiştir. Bu bulgular, zamanla ilerleyen yapısal yeniden yapılanma sürecine işaret etmektedir. Benzer şekilde, bu tez çalışmasında da özellikle A3 ve A6 sağ alt ekstremite ampute bireylerde somatosensoriyel kortekse yayılan aktivite örüntüleri gözlemlenmiş ve özellikle LKE ile LKF hareketlerinde belirgin farklılıklar tespit edilmiştir. A6 hastasında ise RKE, LKF ve LFE gibi görevlerde birincil motor korteks ve somatosensoriyel ilişki korteksinde anlamlı farklar bulunmuştur. Benzer şekilde, sol alt ekstremite ampute bireylerde LKF ve LHE hareketlerinde maksimum aktivite, motor korteks yerine somatosensoriyel kortekste yoğunlaşmıştır. Bu durum, somatosensoriyel temsillerin genişlediği ve motor kontrolün yeniden dağıldığını göstermektedir. Özellikle RKE, RHF ve LHE gibi görevlerde farklılıkların M1-leg, birincil motor korteks ve somatosensoriyel alanlarda belirginleşmesi, amputasyon sonrası kortikal plastisitenin hem motor hem de duyusal alanları kapsayan bir reorganizasyon süreci yarattığını desteklemektedir. Ayrıca, A7 çift taraflı ampute hastasında, istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmayan görevlerde bile kontrast haritaları düzeyinde de yaygın ve lokalize olmayan aktivasyon paternleri gözlemlenmiştir. Bu durum, bilateral amputasyonun daha geniş bir kortikal yeniden yapılanmaya yol açtığını ve kompansatuvar stratejilerin geliştiğini göstermektedir.

R1 ve R2 replant hastalarında ise tüm hareketlerde istatistiksel olarak kontrol grubundan farklılık saptanmıştır. Özellikle RKE, RHB, RTF ve LKF gibi görevlerde çoklu bölgelerde farklılıkların olması, replantasyon sonrası kortikal temsillerin nöroplastisiteyle yeniden şekillendiğine işaret eder. Tüm bu bulgular, literatürde raporlanan yapısal değişikliklerle (Jiang vd., 2015); uyumlu olarak, bu tez çalışmasında da fNIRS verileriyle desteklenen bir şekilde hem motor hem de somatosensoriyel alanlarda geniş kapsamlı bir yeniden yapılanma sürecinin gerçekleştiğini ortaya koymaktadır. Bu değişimlerin, duyusal yoksunluk, azalmış proprioseptif geri bildirim ve otonom kontrolün zayıflaması gibi nedenlerle oluşan adaptif olmayan plastisite süreçleriyle ilişkili olabileceği düşünülmektedir (MacIver vd., 2008a; Raffin vd., 2016a). Dolayısıyla, bu yeniden yapılanmanın anlaşılması hem rehabilitasyon sürecinin yönlendirilmesi hem de yeni nesil nöroteknolojik çözümlerin geliştirilmesi açısından önemlidir.

Hastanın sağlam bacağı denge ve kontrol mekanizması için önemlidir. Alt ekstremite ampütasyonundan sonra yapısal asimetri nedeniyle motor kontrol ve koordinasyonunda zorluklar yaşanmaktadır (Rueda vd., 2013). Dolayısıyla uzuv ampütasyonundan sonra beynin duyusal ve motor bölgelerinde fonksiyonel yeniden

organizasyona neden olabilir. Alt ekstremite ampütasyonu sonrasında kortikal topografinin yeniden haritalanması, deafferente olmuş yarımkürede primer sensörimotor korteksin güdük aktivasyon haritalarının genişlemesi ve bu aktivitenin gövde ile üst ekstremiteyi temsil eden komşu kortikal alanlara yayılması şeklinde gözlemlenmiştir. (Simoes vd., 2012). Bu çalışmada elde edilen motor hareketler sırasındaki topografik bulgular incelendiğinde birincil sensorimotor korteks alanında meydana gelen genişleme bu çalışmayı doğrular niteliktedir. Ayrıca sol ayak bileği replant olmuş hastanın sol ayak bileği ekstansiyon ve fleksiyon hareketinin topografik haritalarında ampute hastalarında gözlemlendiği gibi birincil sensorimotor kortekste yayılma mevcuttur. Bu da alt uzuv amputasyonunun ve replantasyonunun birincil sensorimotor kortekste nöroplastik değişikliklere neden olduğunu göstermektedir. Dolayısıyla alt ekstremitede çeşitli seviyelerde gerçekleşen ampütasyon ve replantasyon işlemleri sonrasında dinamik değişiklikler meydana gelebilir. Replantasyon sonrası iyileşme süreciyle ilişkili kortikal reorganizasyon, denge, postüral kontrol ve lokomotor fonksiyonların entegrasyonu yoluyla sağlam ekstremitede farklı bir kortikal aktivasyon paterniyle kendini göstermiştir.

Bu çalışma ile ortaya konulan fNIRS'in alt ekstremite motor hareketlerini değerlendirmedeki duyarlılığı da önemli bir tartışma başlığıdır. Sağlıklı kontrol grubunda yapılan analizlerde, motor görevler sırasında M1-bacak bölgesi ve birinci motor korteksin her iki yarımkürede, özellikle medial yüzeylerde lokalize aktivite gösterdiği gözlemlenmiştir. Bu bulgu, Penfield'in motor homunculus haritasında tanımladığı şekilde alt ekstremite temsiline karşılık gelmekte (PENFIELD ve BOLDREY, 1937) ve fNIRS'in hemisferik aktiviteyi ölçmedeki yeterliliğini desteklemektedir. Literatürde, fNIRS'in alt vücut hareketleri sırasında özellikle uzunlamasına fissür içi bölgeleri kapsama konusundaki sınırlı uzamsal çözünürlüğüne dair tartışmalar bulunsa da çalışmamızda bu bölgeyi hedefleyen özel kaynak dedektör yerleşimi ile bu sınırlılık büyük ölçüde aşılmıştır. Nitekim, MacLennan ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada da, diz fleksiyonu, ekstansiyonu, plantarfleksiyon ve dorsifleksiyon gibi hareketlerde fNIRS'in yeterli duyarlılık gösterdiği vurgulanmıştır (MacLennan et al., 2024). Bu hareketlerin yanı sıra kalça ve ayak parmağı gibi literatürde nadiren kapsanan alt ekstremite hareketleri de çalışmamızda değerlendirilmiştir. Elde edilen HbO aktivite örüntüleri, fNIRS'in korteksin derin medial yüzeylerinden alınan hemodinamik yanıtları güvenilir bir şekilde tespit edebildiğini göstermekte ve sistemin alt ekstremiteye özel nörolojik değerlendirmelerde kullanılabilirliğini desteklemektedir.

Motor imgeleme görevleri sırasında ampute ve replant bireylerde zaman düzleminde kasılma ve dinlenme epok yapılarının daha iç içe geçtiği görülmüştür. Özellikle motor imgeleme sırasında motor korteksin dinlenme evresinde dahi aktif kalması, amputasyon sonrası ortaya çıkan nöroplastisiteyle ilişkili olabilir. Bu durum, motor imgelemenin yalnızca zihinsel bir temsil değil, aynı zamanda yeniden şekillenen sensorimotor ağın zamanlama ve organizasyon özelliklerini yansıtan bir gösterge olduğunu ortaya koymaktadır. Beyin yeniden yapılanmasının amputasyon sonrası motor imgeleme süreçlerinde ortaya çıkan anormal aktivite desenleriyle ilişkili olduğu bildirilmektedir (Anderson ve Lenz, 2011; Shan vd., 2022). Bu çalışmada motor imgeleme görevleri sırasında elde edilen fNIRS verileri, amputasyon ve replantasyon geçirmiş bireylerde kortikal yeniden organizasyonun farklı düzeylerde gerçekleştiğini ortaya koymaktadır. Özellikle sol alt ekstremite amputasyonu olan bireylerde, jRTE, jRHF ve jLHD görevlerinde birincil motor korteks, somatosensoriyel ilişki korteksi ve

M1-bacak bölgelerinde anlamlı aktivite farklılıkları saptanmıştır. Bu değişimler, motor imgeleme sırasında duyusal-motor entegrasyonun yeniden yapılandığını ve amputasyon sonrası nöroplastisite süreçlerinin aktif bir şekilde devreye girdiğini göstermektedir. Sağ alt ekstremite amputasyonu olan A3 hastasında ise jRKF ve jLTE görevleri sırasında çoklu kortikal bölgelerde belirgin farklılıklar gözlemlenmiştir. Aktivasyonun özellikle M1-bacak, birincil somatosensoriyel ve ön motor-ek motor alanlarda yoğunlaşması, hareketin zihinsel canlandırılması sırasında kortikal temsillerin yaygınlaştığını ve yeniden dağıldığını düşündürmektedir. A6 hastasında, jRHF ve jLKE görevlerinde M1-bacak ve somatosensoriyel korteks alanlarında anlamlı aktivite artışları kaydedilmiştir. Bu durum, amputasyon sonrası beynin zihinsel hareket temsiline yönelik telafi edici mekanizmalar geliştirdiğine işaret etmektedir. Çift taraflı amputasyonu bulunan A7 hastasında ise özellikle jRKF görevi sırasında M1-bacak ve ön motor-ek motor alanlar dahil olmak üzere yaygın bir kortikal aktivasyon izlenmiştir. Bu bulgu, bilateral amputasyonun kortekste daha yaygın ve reorganize bir imgeleme ağı oluşturduğunu göstermektedir. Replantasyon geçirmiş R1 bireyinde, jRTE, jRKE ve jRKF görevlerinde birçok kanalda anlamlı farklılıkların gözlemlenmesi, sinirsel bağlantılar yeniden kurulmuş olsa da kortikal temsillerin henüz stabilize olmadığını ve yeniden yapılandığını ortaya koymaktadır. Tüm bu bulgular, motor imgelemenin yalnızca zihinsel bir süreç olmadığını; aynı zamanda amputasyon ve replantasyon gibi önemli fizyolojik değişiklikler sonrasında beynin hareket temsiline ilişkin yeni bağlantılar ve kortikal stratejiler geliştirdiğini göstermektedir. Motor imgeleme sırasında yalnızca birincil motor korteksin değil, aynı zamanda somatosensoriyel alanların da aktif hale gelmesi, duyusal girdilerin zihinsel olarak da yeniden simüle edildiğini ve bu sürecin nöroplastisite ile yakından ilişkili olduğunu desteklemektedir.

Anderson ve Lenz tarafından yapılan derleme çalışmasında, motor imgelemenin özellikle parietal korteks, premotor alan, birincil motor korteks, tamamlayıcı motor alanı, anterior cingulate ve prefrontal korteks gibi çok sayıda kortikal bölgeyle birlikte, talamus ve beyincik gibi subkortikal yapıları da içeren geniş bir ağ aracılığıyla gerçekleştiği vurgulanmıştır. Bu ağ, hareketin planlanması, sıralanması ve içsel olarak temsil edilmesinde kritik rol oynar. Bu tez çalışmasında, özellikle motor imgeleme sırasında birincil motor korteks aktivitesinin somatosensoriyel kortekse doğru kaydığı, aktivitenin daha yaygın ve lokal olmayan bir biçimde dağıldığı ve epok geçişlerinin sağlıklı bireylere kıyasla daha iç içe olduğu gözlemlenmiştir. Bu bulgular, Anderson ve Lenz'in belirttiği şekilde amputasyon sonrası kortikal yeniden yapılanmanın yalnızca motor korteksle sınırlı kalmadığını, aynı zamanda vücut şemasının işlendiği parietal korteks başta olmak üzere çok sayıda üst düzey bölgeyi de etkilediğini göstermektedir (Anderson ve Lenz, 2011).

Bu tezde elde edilen bulgular, özellikle fNIRS tabanlı beyin-bilgisayar arayüzleri (BCI) ve alt ekstremite nöroprotezlerine yönelik yürütülen araştırmalar açısından önemli bir yol gösterici nitelik taşımaktadır. BCI sistemleri ve nöroprotezler; amputasyon, omurilik yaralanmaları, felç ve multipl skleroz gibi çeşitli nörolojik ya da fiziksel engellere sahip bireylerin hareket kabiliyetlerini artırmak amacıyla giderek daha yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (Kaiser vd., 2014; Gil-Castillo vd., 2020). Yapılan araştırmalar, fNIRS teknolojisinin beyin aktivitesini güvenilir bir şekilde okuyabildiğini ve bu sinyallerin nöroprotezlerin kontrolünde etkin bir şekilde kullanılabileceğini göstermiştir (Khan vd., 2018). Bu doğrultuda, bu tezde elde edilen fNIRS verileri,

özellikle alt ekstremite hareketlerinin zihinsel temsillerine ilişkin bilgiler sunduğu için, gelecekteki BCI ve nöroprotez uygulamaları açısından önemli bir referans niteliği taşımaktadır.

Tüm bu bulgular, amputasyon ve replantasyon sonrasında kortikal organizasyonun yalnızca motor alanlarla sınırlı kalmayıp, duyusal bölgeleri de kapsayan geniş çaplı bir yeniden yapılanma sürecine girdiğini ortaya koymaktadır. Bununla birlikte, geleneksel istatistiksel analiz yöntemlerinin, kortikal yeniden yapılanmanın dinamik ve bölgesel doğasını her zaman yeterli düzeyde ortaya koyamadığı; buna karşın fNIRS ile elde edilen kontrast haritalarının, bu nörokortikal değişimleri mekânsal olarak yüksek hassasiyetle görselleştirebildiği belirlenmiştir. Elde edilen veriler, fNIRS teknolojisinin bireye özgü kortikal aktivasyon örüntülerinin belirlenmesinde ve kişiselleştirilmiş nörorehabilitasyon protokollerinin geliştirilmesinde güçlü ve rehber bir araç olarak kullanılabileceğini göstermektedir.

6. SONUÇLAR

Bu tez çalışması, amputasyon ve replantasyon geçmişine sahip bireylerin dahil edilmesiyle, motor ve motor imgeleme görevlerinde ortaya çıkan farklılıkların çok boyutlu olarak değerlendirilmesine olanak sağlamış; böylece yalnızca bireysel düzeydeki nörofizyolojik yanıtlar değil, aynı zamanda klinik uygulamalara yansıma potansiyeli taşıyan daha genel etkiler de ortaya konmuştur. fNIRS teknolojisi ile elde edilen veriler; istatistiksel karşılaştırmalar ve kontrast haritalar ile ayrıntılı biçimde analiz edilerek amputasyon ve replantasyon sonrası ortaya çıkan beyin plastisitesine dair önemli bulgular sunmakta; fNIRS'in tek taraflı alt vücut hareketleri sırasında hemisferik aktiviteyi ölçme konusunda yeterli hassasiyete sahip olduğunu göstermektedir. Ayrıca bulgular, bu hasta gruplarının yalnızca fonksiyonel değil, yapısal düzeyde de beyin organizasyonunda değişikliklere neden olduğunu ortaya koymaktadır. Elde edilen sonuçlara göre, ampute ve replant hasta grupları hem motor hareket hem de motor imgeleme görevlerinde, sağlıklı bireylerden farklı kortikal aktivasyon paternleri sergilemiştir. Sağlıklı bireylerde motor görevler sırasında hemodinamik aktivasyonlar, genellikle M1-bacak bölgesi ve birincil motor kortekste lokalize olurken; ampute bireylerde bu aktivitenin somatosensoriyel kortekse doğru yayıldığı gözlemlenmiştir. Replantasyon geçiren bireylerde kortikal aktivasyon örüntüleri tam anlamıyla preoperatif düzene geri dönmemiş; bunun yerine, yeniden organizasyona uğramış ve modifiye edilmiş bir kortikal temsil yapısı gözlemlenmiştir. Bu durum, amputasyon ve replantasyon sonrası gelişen kortikal yeniden organizasyon süreçlerinin farklı yönlerde evrildiğini göstermektedir. Motor imgeleme görevleri sırasında ise hem sağlıklı hem de hasta gruplarda, motor hareketlere kıyasla daha geniş ve yaygın bir kortikal aktivasyon profili izlenmiştir. Bu bulgu, motor imgelemenin yalnızca zihinsel bir temsil süreci değil; aynı zamanda daha fazla bilişsel yük ve duyusal simülasyon içeren karmaşık bir sinirsel süreç olduğunu göstermektedir. Özellikle ampute bireylerde somatosensoriyel alanlara yayılan aktivite, vücut farkındalığının yeniden yapılandığını düşündürmektedir. Zaman serisi analizleri, kontrol grubunda motor görevler sırasında belirgin epok ayrışmalarının gözlemlendiğini; buna karşılık ampute bireylerde bu geçişlerin daha iç içe ve belirsiz olduğunu ortaya koymuştur. Bu durum, sinirsel yanıtların yalnızca mekânsal değil, aynı zamanda zamansal düzeyde de yeniden organize olduğunu göstermektedir. Sonuç olarak, bu çalışma; amputasyon ve replantasyon sonrası gelişen kortikal yeniden yapılanmanın yalnızca motor alanları değil, somatosensoriyel sistemleri de kapsayan yaygın bir nöroplastisite süreci içerdiğini ortaya koymuştur. fNIRS ile elde edilen bulgular, bu sürecin hem mekânsal hem de zamansal düzeyde değerlendirilebildiğini ve kişiselleştirilmiş rehabilitasyon programlarının tasarlanmasında etkin şekilde kullanılabileceğini göstermektedir. Bu yönüyle çalışma, literatüre hem metodolojik hem de klinik açıdan anlamlı katkılar sunmaktadır.

7. KAYNAKLAR

Adalı, G., Yardibi, F., Aydın, Ş., Güdekli, A., Aksoy, E., Hoştut, S. (t.y.). Gender and Advertising: A 50-Year Bibliometric Analysis. *Journal of Advertising*, 1-21. doi:10.1080/00913367.2024.2343291

Anderson, W. S., Lenz, F. A. (2011). Review of motor and phantom-related imagery. *Neuroreport*, 22(17), 939-942.

Attwell, D., Laughlin, S. B. (2001). An energy budget for signaling in the grey matter of the brain. *Journal of Cerebral Blood Flow & Metabolism*, 21(10), 1133-1145.

Ayaz, H., Onaral, B., Izzetoglu, K., Shewokis, P., McKendrick, R., Parasuraman, R. (2013). Continuous monitoring of brain dynamics with functional near infrared spectroscopy as a tool for neuroergonomic research: empirical examples and a technological development. *Frontiers in Human Neuroscience*, 7, 871. doi:10.3389/fnhum.2013.00871

Bai, Z., Fong, K. N., Zhang, J., Hu, Z. (2020). Cortical mapping of mirror visual feedback training for unilateral upper extremity: A functional near-infrared spectroscopy study. *Brain and behavior*, 10(1), e01489.

Balardin, J. B., Zimeo Morais, G. A., Furucho, R. A., Trambaiolli, L., Vanzella, P., Biazoli, C., Sato, J. R. (2017). Imaging Brain Function with Functional Near-Infrared Spectroscopy in Unconstrained Environments. *Frontiers in Human Neuroscience*, 11, 258. doi:10.3389/fnhum.2017.00258

Balardin, J. B., Zimeo Morais, G. A., Furucho, R. A., Trambaiolli, L., Vanzella, P., Biazoli Jr, C., Sato, J. R. (2017). Imaging brain function with functional near-infrared spectroscopy in unconstrained environments. *Frontiers in human neuroscience*, 11, 258.

Barbosa, B. M. B., Monteiro, R. A., Sparano, L. F., Bareiro, R. F. N., Passos, A. D. C., Engel, E. E. (2016). Incidence and causes of lower-limb amputations in the city of Ribeirão Preto from 1985 to 2008: evaluation of the medical records from 3,274 cases. *Revista Brasileira de Epidemiologia*, 19(02), 317-325.

Batula, A. M., Mark, J. A., Kim, Y. E., Ayaz, H. (2017). Comparison of Brain Activation during Motor Imagery and Motor Movement Using fNIRS. *Computational Intelligence and Neuroscience*, 2017(1), 5491296. doi:10.1155/2017/5491296

Beer. (1852). Bestimmung der Absorption des rothen Lichts in farbigen Flüssigkeiten. *Annalen der Physik*, 162(5), 78-88.

Belda-Lois, J.-M., Mena-del Horno, S., Bermejo-Bosch, I., Moreno, J. C., Pons, J. L., Farina, D., … Ramos, A. (2011). Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 8, 1-20.

Boas, D. A., Dale, A. M., Franceschini, M. A. (2004). Diffuse optical imaging of brain activation: approaches to optimizing image sensitivity, resolution, and accuracy. *Neuroimage*, 23, S275-S288.

Boas, D. A., Elwell, C. E., Ferrari, M., Taga, G. (2014). Twenty years of functional near-infrared spectroscopy: introduction for the special issue. *Neuroimage*, 85, 1-5.

Boas, D. A., Gaudette, T., Strangman, G., Cheng, X., Marota, J. J., Mandeville, J. B. (2001). The accuracy of near infrared spectroscopy and imaging during focal changes in cerebral hemodynamics. *Neuroimage*, 13(1), 76-90.

Boas, D., Chen, K., Grebert, D., Franceschini, M. (2004). Improving the diffuse optical imaging spatial resolution of the cerebral hemodynamic response to brain activation in humans. *Optics letters*, 29(13), 1506-1508.

Bouguer, P. (1729). *Essai d'Optique, sur la gradation de la lumiere*. Claude Jombert.

Bramati, I. E., Rodrigues, E. C., Simões, E. L., Melo, B., Höfle, S., Moll, J., … Tovar-Moll, F. (2019). Lower limb amputees undergo long-distance plasticity in sensorimotor functional connectivity. *Scientific Reports*, 9(1). doi:10.1038/s41598-019-39696-z

Bright, R. (1831). *Reports of Medical Cases: Diseases of the Brain and Nervous System*.

Bunce, S. C., Izzetoglu, M., Izzetoglu, K., Onaral, B., Pourrezaei, K. (2006). Functional near-infrared spectroscopy. *IEEE engineering in medicine and biology magazine*, 25(4), 54-62.

Buxton, R. B. (2012). Dynamic models of BOLD contrast. *Neuroimage*, 62(2), 953-961.

Calabrò, R. S., Cacciola, A., Bertè, F., Manuli, A., Leo, A., Bramanti, A., … Bramanti, P. (2016). Robotic gait rehabilitation and substitution devices in neurological disorders: where are we now?. *Neurological Sciences*, 37(4), 503-514. doi:10.1007/s10072-016-2474-4

Cannestra, A. F., Wartenburger, I., Obrig, H., Villringer, A., Toga, A. W. (2003). Functional assessment of Broca's area using near infrared spectroscopy in humans. *Neuroreport*, 14(15), 1961-1965.

Chance, B., Zhuang, Z., UnAh, C., Alter, C., Lipton, L. (1993). Cognition-activated low-frequency modulation of light absorption in human brain. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 90(8), 3770-3774.

Chaudhary, U. (2025). Non-invasive Brain Signal Acquisition Techniques. In U. Chaudhary (Ed.), *Expanding Senses using Neurotechnology : Volume 1 – Foundation of Brain-Computer Interface Technology* (pp. 25-80). Springer Nature Switzerland: Cham. doi:10.1007/978-3-031-76081-5_2

Chen, L.-C., Sandmann, P., Thorne, J. D., Herrmann, C. S., Debener, S. (2015). Association of Concurrent fNIRS and EEG Signatures in Response to Auditory and Visual Stimuli. *Brain Topography*, 28(5), 710-725. doi:10.1007/s10548-015-0424-8

Chen, W.-L., Wagner, J., Heugel, N., Sugar, J., Lee, Y.-W., Conant, L., … Zinos, A. (2020). Functional near-infrared spectroscopy and its clinical application in the field of neuroscience: advances and future directions. *Frontiers in neuroscience*, 14, 724.

Chholak, P., Niso, G., Maksimenko, V. A., Kurkin, S. A., Frolov, N. S., Pitsik, E. N., … Pisarchik, A. N. (2019). Visual and kinesthetic modes affect motor imagery classification in untrained subjects. *Scientific reports*, 9(1), 9838.

Christopher M. Aasted, Meryem A. Yücel, Robert J. Cooper, Jay Dubb, Daisuke Tsuzuki, Lino Becerra, … David A. Boas. (2015). Anatomical guidance for functional near-infrared spectroscopy: AtlasViewer tutorial. *Neurophotonics*, 2(2), 020801. doi:10.1117/1.NPh.2.2.020801

Collins, D. L., Zijdenbos, A. P., Kollokian, V., Sled, J. G., Kabani, N. J., Holmes, C. J., Evans, A. C. (1998). Design and construction of a realistic digital brain phantom. *IEEE transactions on medical imaging*, 17(3), 463-468.

Cope, M., van der Zee, P., Essenpreis, M., Arridge, S. R., Delpy, D. T. (1991). Data analysis methods for near-infrared spectroscopy of tissue: problems in determining the relative cytochrome aa3 concentration. Time-Resolved Spectroscopy and Imaging of Tissues, sunulmuş bildiri, SPIE.

Coyle, S. M., Ward, T. E., Markham, C. M. (2007). Brain–computer interface using a simplified functional near-infrared spectroscopy system. *Journal of neural engineering*, 4(3), 219.

Coyle, S., Ward, T., Markham, C., McDarby, G. (2004a). On the suitability of near-infrared (NIR) systems for next-generation brain–computer interfaces. *Physiological measurement*, 25(4), 815.

Coyle, S., Ward, T., Markham, C., McDarby, G. (2004b). On the suitability of near-infrared (NIR) systems for next-generation brain–computer interfaces. *Physiological measurement*, 25(4), 815.

Crawford, John R, Howell, D. C. (1998). Comparing an individual's test score against norms derived from small samples. *The clinical neuropsychologist*, 12(4), 482-486.

Crawford, J.R., Garthwaite, P. H. (2002). Investigation of the single case in neuropsychology: confidence limits on the abnormality of test scores and test score differences. *Neuropsychologia*, 40(8), 1196-1208. doi:10.1016/S0028-3932(01)00224-X

Curling, T. B. (1856). *A Practical Treatise on the Diseases of the Testis, and of the Spermatic Cord and Scrotum*. John Churchill.

Cutler, M. (1929). Transillumination as an aid in the diagnosis of breast lesions. *Surg Gynecol Obstet*, 48, 721-729.

Delpy, D. T., Cope, M., van der Zee, P., Arridge, S., Wray, S., Wyatt, J. (1988). Estimation of optical pathlength through tissue from direct time of flight measurement. *Physics in Medicine & Biology*, 33(12), 1433.

Devor, A., Boas, D. A., Einevoll, G. T., Buxton, R. B., Dale, A. M. (2012). Neuronal basis of non-invasive functional imaging: from microscopic neurovascular dynamics to BOLD fMRI. *Neural metabolism in vivo*, 433-500.

Devue, C., Collette, F., Balteau, E., Degueldre, C., Luxen, A., Maquet, P., Brédart, S. (2007). Here I am: the cortical correlates of visual self-recognition. *Brain research*, 1143, 169-182.

Donthu, N., Kumar, S., Mukherjee, D., Pandey, N., Lim, W. M. (2021). How to conduct a bibliometric analysis: An overview and guidelines. *Journal of business research*, 133, 285-296.

Draganski, B., Gaser, C., Busch, V., Schuierer, G., Bogdahn, U., May, A. (2004). Changes in grey matter induced by training. *Nature*, 427(6972), 311-312.

Duncan, A., Meek, J. H., Clemence, M., Elwell, C. E., Fallon, P., Tyszczuk, L., … Delpy, D. T. (1996). Measurement of cranial optical path length as a function of age using phase resolved near infrared spectroscopy. *Pediatric research*, 39(5), 889-894.

Duncan, A., Meek, J. H., Clemence, M., Elwell, C. E., Tyszczuk, L., Cope, M., Delpy, D. (1995). Optical pathlength measurements on adult head, calf and forearm and the

head of the newborn infant using phase resolved optical spectroscopy. *Physics in Medicine & Biology*, 40(2), 295.

Eickhoff, S. B., Heim, S., Zilles, K., Amunts, K. (2006). Testing anatomically specified hypotheses in functional imaging using cytoarchitectonic maps. *Neuroimage*, 32(2), 570-582.

Eickhoff, S. B., Paus, T., Caspers, S., Grosbras, M.-H., Evans, A. C., Zilles, K., Amunts, K. (2007). Assignment of functional activations to probabilistic cytoarchitectonic areas revisited. *Neuroimage*, 36(3), 511-521.

Eickhoff, S. B., Stephan, K. E., Mohlberg, H., Grefkes, C., Fink, G. R., Amunts, K., Zilles, K. (2005). A new SPM toolbox for combining probabilistic cytoarchitectonic maps and functional imaging data. *Neuroimage*, 25(4), 1325-1335.

Erdoğan, S. B., Özsarfati, E., Dilek, B., Kadak, K. S., Hanoğlu, L., Akın, A. (2019). Classification of motor imagery and execution signals with population-level feature sets: implications for probe design in fNIRS based BCI. *Journal of neural engineering*, 16(2), 026029.

Essenpreis, M., Elwell, C., Cope, M., Van der Zee, P., Arridge, S., Delpy, D. (1993). Spectral dependence of temporal point spread functions in human tissues. *Applied optics*, 32(4), 418-425.

Fazli, S., Mehnert, J., Steinbrink, J., Curio, G., Villringer, A., Müller, K.-R., Blankertz, B. (2012). Enhanced performance by a hybrid NIRS–EEG brain computer interface. *Neuroimage*, 59(1), 519-529.

Fernandez-Espejo, D., Norton, L., Owen, A. M. (2014). The clinical utility of fMRI for identifying covert awareness in the vegetative state: a comparison of sensitivity between 3T and 1.5 T. *PloS one*, 9(4), e95082.

Fernández-Espejo, D., Rossit, S., Owen, A. M. (2015). A thalamocortical mechanism for the absence of overt motor behavior in covertly aware patients. *JAMA neurology*, 72(12), 1442-1450.

Ferrari, M., Quaresima, V. (2012). A brief review on the history of human functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) development and fields of application. *Neuroimage*, 63(2), 921-935.

Franceschini, M. A., Joseph, D. K., Huppert, T. J., Diamond, S. G., Boas, D. A. (2006). Diffuse optical imaging of the whole head. *Journal of biomedical optics*, 11(5), 054007-054007.

Gagnon, L., Yücel, M. A., Dehaes, M., Cooper, R. J., Perdue, K. L., Selb, J., … Boas, D. A. (2012). Quantification of the cortical contribution to the NIRS signal over the motor cortex using concurrent NIRS-fMRI measurements. *Neuroimage*, 59(4), 3933-3940.

Gayle, L., Lineaweaver, W., Buncke, G., Oliva, A., Alpert, B., Billys, J., Buncke, H. (1991). Lower extremity replantation. *Clinics in plastic surgery*, 18(3), 437-447.

Gil-Castillo, J., Alnajjar, F., Koutsou, A., Torricelli, D., Moreno, J. C. (2020). Advances in neuroprosthetic management of foot drop: a review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 17(1), 46. doi:10.1186/s12984-020-00668-4

Gratton, G., Brumback, C. R., Gordon, B. A., Pearson, M. A., Low, K. A., Fabiani, M. (2006). Effects of measurement method, wavelength, and source-detector distance on the fast optical signal. *Neuroimage*, 32(4), 1576-1590.

Hänggi, J., Koeneke, S., Bezzola, L., Jäncke, L. (2010). Structural neuroplasticity in the sensorimotor network of professional female ballet dancers. *Human brain mapping*, 31(8), 1196-1206.

Herold, F., Orlowski, K., Börmel, S., Müller, N. G. (2017). Cortical activation during balancing on a balance board. *Human movement science*, 51, 51-58.

Herold, F., Wiegel, P., Scholkmann, F., Müller, N. G. (2018). Applications of functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) neuroimaging in exercise–cognition science: a systematic, methodology-focused review. *Journal of clinical medicine*, 7(12), 466.

Herold, F., Wiegel, P., Scholkmann, F., Thiers, A., Hamacher, D., Schega, L. (2017). Functional near-infrared spectroscopy in movement science: a systematic review on cortical activity in postural and walking tasks. *Neurophotonics*, 4(4), 041403-041403.

Hiraoka, M., Firbank, M., Essenpreis, M., Cope, M., Arridge, S., Van Der Zee, P., Delpy, D. (1993). A Monte Carlo investigation of optical pathlength in inhomogeneous tissue and its application to near-infrared spectroscopy. *Physics in Medicine & Biology*, 38(12), 1859.

Hirth, C., Obrig, H., Valdueza, J., Dirnagl, U., Villringer, A. (1997). Simultaneous assessment of cerebral oxygenation and hemodynamics during a motor task: a combined near infrared and transcranial Doppler sonography study. *Oxygen Transport to Tissue XVIII*, 461-469.

Holper, L., Shalóm, D. E., Wolf, M., Sigman, M. (2011). Understanding inverse oxygenation responses during motor imagery: A functional near-infrared spectroscopy study. *European Journal of Neuroscience*, 33(12), 2318-2328.

Holper, L., Wolf, M. (2011). Single-trial classification of motor imagery differing in task complexity: a functional near-infrared spectroscopy study. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 8, 1-13.

Hoshi, Y. (2005). Functional Near-Infrared Spectroscopy: Potential and Limitations in Neuroimaging Studies. *International Review of Neurobiology* (Vol. 66, pp. 237-266). Academic Press. doi:10.1016/S0074-7742(05)66008-4

Hoshi, Y., Tamura, M. (1993). Detection of dynamic changes in cerebral oxygenation coupled to neuronal function during mental work in man. *Neuroscience letters*, 150(1), 5-8.

Huang, R., Lu, M., Song, Z., Wang, J. (2015). Long-term intensive training induced brain structural changes in world class gymnasts. *Brain Structure and Function*, 220, 625-644.

Huppert, T. J., Diamond, S. G., Franceschini, M. A., Boas, D. A. (2009). HomER: a review of time-series analysis methods for near-infrared spectroscopy of the brain. *Applied optics*, 48(10), D280-D298.

Irani, F., Platek, S. M., Bunce, S., Ruocco, A. C., Chute, D. (2007). Functional Near Infrared Spectroscopy (fNIRS): An Emerging Neuroimaging Technology with Important Applications for the Study of Brain Disorders. *The Clinical Neuropsychologist*, 21(1), 9-37. doi:10.1080/13854040600910018

Izzetoglu, M., Bunce, S. C., Izzetoglu, K., Onaral, B., Pourrezaei, K. (2007). Functional brain imaging using near-infrared technology. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 26(4), 38-46.

Jahani, S., Setarehdan, S. K., Boas, D. A., Yücel, M. A. (2018). Motion artifact detection and correction in functional near-infrared spectroscopy: a new hybrid method based on spline interpolation method and Savitzky–Golay filtering. *Neurophotonics*, 5(1), 015003-015003.

Jiang, G., Li, C., Wu, J., Jiang, T., Zhang, Y., Zhao, L., … Yin, X. (2016). Progressive thinning of visual motion area in lower limb amputees. *Frontiers in Human Neuroscience*, 10, 79.

Jiang, G., Yin, X., Li, C., Li, L., Zhao, L., Evans, A. C., … Wang, J. (2015). The plasticity of brain gray matter and white matter following lower limb amputation. *Neural plasticity*, 2015(1), 823185.

Jöbsis, F. F. (1977). Noninvasive, infrared monitoring of cerebral and myocardial oxygen sufficiency and circulatory parameters. *Science*, 198(4323), 1264-1267.

Jurcak, V., Tsuzuki, D., Dan, I. (2007). 10/20, 10/10, and 10/5 systems revisited: Their validity as relative head-surface-based positioning systems. *NeuroImage*, 34(4), 1600-1611. doi:10.1016/j.neuroimage.2006.09.024

Kaiser, V., Bauernfeind, G., Kreilinger, A., Kaufmann, T., Kübler, A., Neuper, C., Müller-Putz, G. R. (2014). Cortical effects of user training in a motor imagery based brain–computer interface measured by fNIRS and EEG. *Celebrating 20 Years of Functional Near Infrared Spectroscopy (fNIRS)*, 85, 432-444. doi:10.1016/j.neuroimage.2013.04.097

Kato, T., Kamei, A., Takashima, S., Ozaki, T. (1993). Human visual cortical function during photic stimulation monitoring by means of near-infrared spectroscopy. *Journal of Cerebral Blood Flow & Metabolism*, 13(3), 516-520.

Khan, R. A., Naseer, N., Qureshi, N. K., Noori, F. M., Nazeer, H., Khan, M. U. (2018). fNIRS-based Neurorobotic Interface for gait rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 15(1), 7. doi:10.1186/s12984-018-0346-2

Koch, S. P., Koendgen, S., Bourayou, R., Steinbrink, J., Obrig, H. (2008). Individual alpha-frequency correlates with amplitude of visual evoked potential and hemodynamic response. *NeuroImage*, 41(2), 233-242. doi:10.1016/j.neuroimage.2008.02.018

Leff, D. R., Orihuela-Espina, F., Elwell, C. E., Athanasiou, T., Delpy, D. T., Darzi, A. W., Yang, G.-Z. (2011). Assessment of the cerebral cortex during motor task behaviours in adults: a systematic review of functional near infrared spectroscopy (fNIRS) studies. *Neuroimage*, 54(4), 2922-2936.

Lui, S., Chen, L., Yao, L., Xiao, Y., Wu, Q.-Z., Zhang, J.-R., … Chen, H.-F. (2013). Brain structural plasticity in survivors of a major earthquake. *Journal of Psychiatry and Neuroscience*, 38(6), 381-387.

MacIver, K., Lloyd, D., Kelly, S., Roberts, N., Nurmikko, T. (2008a). Phantom limb pain, cortical reorganization and the therapeutic effect of mental imagery. *Brain*, 131(8), 2181-2191.

MacIver, K., Lloyd, D., Kelly, S., Roberts, N., Nurmikko, T. (2008b). Phantom limb pain, cortical reorganization and the therapeutic effect of mental imagery. *Brain*, 131(8), 2181-2191.

MacLennan, R. J., Hernandez-Sarabia, J. A., Reese, S. M., Shields, J. E., Smith, C. M., Stute, K., … DeFreitas, J. M. (2024). fNIRS is capable of distinguishing laterality of lower body contractions. *Experimental Brain Research*, 242(5), 1115-1126. doi:10.1007/s00221-024-06798-8

Maira, G., Chiarelli, A. M., Brafa, S., Libertino, S., Fallica, G., Merla, A., Lombardo, S. (2020). Imaging system based on silicon photomultipliers and light emitting diodes for functional near-infrared spectroscopy. *Applied Sciences*, 10(3), 1068.

Maki, A., Yamashita, Y., Watanabe, E., Koizumi, H. (1996). Visualizing human motor activity by using non-invasive optical topography. *Frontiers of medical and biological engineering: the international journal of the Japan Society of Medical Electronics and Biological Engineering*, 7(4), 285-297.

Matcher, S., Cope, M., Delpy, D. (1994). Use of the water absorption spectrum to quantify tissue chromophore concentration changes in near-infrared spectroscopy. *Physics in Medicine & Biology*, 39(1), 177.

Matcher, S., Elwell, C., Cooper, C., Cope, M., Delpy, D. (1995). Performance comparison of several published tissue near-infrared spectroscopy algorithms. *Analytical biochemistry*, 227(1), 54-68.

Matthes, K, Gross, F. (1938a). Untersuchungen über die Absorption von rotem und ultrarotem Licht durch kohlenoxydgesättigtes, sauerstoffgesättigtes und reduziertes Blut. *Naunyn-Schmiedebergs Archiv für experimentelle Pathologie und Pharmakologie*, 191, 369-380.

Matthes, K, Gross, F. (1938b). Zur Methode der fortlaufenden Registrierung der Farbe des menschlichen Blutes. *Naunyn-Schmiedebergs Archiv für experimentelle Pathologie und Pharmakologie*, 191, 523-528.

Matthes, Karl, Groß, F. (1938). Fortlaufende Registrierung der Lichtabsorption des Blutes in zwei verschiedenen Spektralbezirken. *Naunyn-Schmiedebergs Archiv für experimentelle Pathologie und Pharmakologie*, 191, 381-390.

McKendrick, R., Mehta, R., Ayaz, H., Scheldrup, M., Parasuraman, R. (2017). Prefrontal Hemodynamics of Physical Activity and Environmental Complexity During Cognitive Work. *Human Factors*, 59(1), 147-162. doi:10.1177/0018720816675053

McKendrick, R., Parasuraman, R., Murtza, R., Formwalt, A., Baccus, W., Paczynski, M., Ayaz, H. (2016). Into the Wild: Neuroergonomic Differentiation of Hand-Held and Augmented Reality Wearable Displays during Outdoor Navigation with Functional Near Infrared Spectroscopy. *Frontiers in Human Neuroscience*, 10, 216. doi:10.3389/fnhum.2016.00216

Menant, J. C., Maidan, I., Alcock, L., Al-Yahya, E., Cerasa, A., Clark, D. J., … Hamacher, D. (2020). A consensus guide to using functional near-infrared spectroscopy in posture and gait research. *Gait & posture*, 82, 254-265.

Merzenich, M. M., Kaas, J., Wall, J., Sur, M., Nelson, R., Felleman, D. (1983). Progression of change following median nerve section in the cortical representation of the hand in areas 3b and 1 in adult owl and squirrel monkeys. *Neuroscience*, 10(3), 639-665.

Mihara, M., Hattori, N., Hatakenaka, M., Yagura, H., Kawano, T., Hino, T., Miyai, I. (2013). Near-infrared spectroscopy–mediated neurofeedback enhances efficacy of motor imagery–based training in poststroke victims: a pilot study. *Stroke*, 44(4), 1091-1098.

Minhas, H. S., Nazeer, H., Naseer, N., Khan, U. S., Ansari, A. R., Nawaz, R. (2024). Enhancing Classification Accuracy of fNIRS-BCI for Gait Rehabilitation. *IEEE Access*.

Miyai, I., Tanabe, H. C., Sase, I., Eda, H., Oda, I., Konishi, I., … Kubota, K. (2001). Cortical mapping of gait in humans: a near-infrared spectroscopic topography study. *Neuroimage*, 14(5), 1186-1192.

Mizelle, J., Oparah, A., Wheaton, L. A. (2016). Reliability of visual and somatosensory feedback in skilled movement: the role of the cerebellum. *Brain topography*, 29, 27-41.

Molavi, B., Dumont, G. A. (2012). Wavelet-based motion artifact removal for functional near-infrared spectroscopy. *Physiological measurement*, 33(2), 259.

Molina-Rueda, F., Navarro-Fernández, C., Cuesta-Gómez, A., Alguacil-Diego, I. M., Molero-Sánchez, A., Carratalá-Tejada, M. (2019). Neuroplasticity modifications following a lower-limb amputation: A systematic review. *PM&R*, 11(12), 1326-1334.

Molina-Rueda, F., Navarro-Fernández, C., Cuesta-Gómez, A., Alguacil-Diego, I. M., Molero-Sánchez, A., Carratalá-Tejada, M. (2019). Neuroplasticity Modifications Following a Lower-Limb Amputation: A Systematic Review. *PM&R*, 11(12), 1326-1334. doi:10.1002/pmrj.12167

Nagaoka, T., Sakatani, K., Awano, T., Yokose, N., Hoshino, T., Murata, Y., … Eda, H. (2010). Development of a new rehabilitation system based on a brain-computer interface using near-infrared spectroscopy. Oxygen transport to tissue XXXI, sunulmuş bildiri, Springer.

Nagels-Coune, L., Kurban, D., Reuter, N., Benitez, A., Gossé, L., Riecke, L., … Sorger, B. (2017). Yes or no?-Binary brain-based Communication utilizing motor imagery and fNIRS. *GBCIC*, 10, 978-3.

Naseer, N., Hong, K.-S. (2013). Classification of functional near-infrared spectroscopy signals corresponding to the right-and left-wrist motor imagery for development of a brain–computer interface. *Neuroscience letters*, 553, 84-89.

Nasri, A., Abbasi, A., Hadavi, Z., Abbasi, S., Svoboda, Z. (2024). Lower-extremity inter-joint coordination variability in active individuals with transtibial amputation and healthy males during gait. *Scientific Reports*, 14(1), 11668. doi:10.1038/s41598-024-62655-2

Obrig, H., Neufang, M., Wenzel, R., Kohl, M., Steinbrink, J., Einhäupl, K., Villringer, A. (2000). Spontaneous low frequency oscillations of cerebral hemodynamics and metabolism in human adults. *Neuroimage*, 12(6), 623-639.

Obrig, H., Villringer, A. (2003). Beyond the visible—imaging the human brain with light. *Journal of Cerebral Blood Flow & Metabolism*, 23(1), 1-18.

Obrig, H., Wenzel, R., Kohl, M., Horst, S., Wobst, P., Steinbrink, J., … Villringer, A. (2000). Near-infrared spectroscopy: does it function in functional activation studies of the adult brain?. *International Journal of Psychophysiology*, 35(2-3), 125-142.

Palermo, L., Di Vita, A., Boccia, M., Nemmi, F., Brunelli, S., Traballesi, M., … Guariglia, C. (2018). Action and non-action oriented body representations: insight from behavioural and grey matter modifications in individuals with lower limb amputation. *BioMed Research International*, 2018(1), 1529730.

Pascual-Leone, A., Amedi, A., Fregni, F., Merabet, L. B. (2005a). THE PLASTIC HUMAN BRAIN CORTEX. *Annual Review of Neuroscience*, 28(1), 377-401. doi:10.1146/annurev.neuro.27.070203.144216

Pascual-Leone, A., Amedi, A., Fregni, F., Merabet, L. B. (2005b). The plastic human brain cortex. *Annu. Rev. Neurosci.*, 28, 377-401.

Pascual-Leone, A., Amedi, A., Fregni, F., Merabet, L. B. (2005c). The plastic human brain cortex. *Annu. Rev. Neurosci.*, 28(1), 377-401.

Pascual-Leone, A., Freitas, C., Oberman, L., Horvath, J. C., Halko, M., Eldaief, M., … Rotenberg, A. (2011). Characterizing Brain Cortical Plasticity and Network Dynamics Across the Age-Span in Health and Disease with TMS-EEG and TMS-fMRI. *Brain Topography*, 24(3-4), 302-315. doi:10.1007/s10548-011-0196-8

PENFIELD, W., BOLDREY, E. (1937). SOMATIC MOTOR AND SENSORY REPRESENTATION IN THE CEREBRAL CORTEX OF MAN AS STUDIED BY ELECTRICAL STIMULATION1. *Brain*, 60(4), 389-443. doi:10.1093/brain/60.4.389

Pinti, P., Aichelburg, C., Gilbert, S., Hamilton, A., Hirsch, J., Burgess, P., Tachtsidis, I. (2018). A review on the use of wearable functional near-infrared spectroscopy in naturalistic environments. *Japanese Psychological Research*, 60(4), 347-373.

Pinti, P., Tachtsidis, I., Hamilton, A., Hirsch, J., Aichelburg, C., Gilbert, S., Burgess, P. W. (2020). The present and future use of functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) for cognitive neuroscience. *Annals of the new York Academy of Sciences*, 1464(1), 5-29.

Pons, T. P., Garraghty, P. E., Ommaya, A. K., Kaas, J. H., Taub, E., Mishkin, M. (1991). Massive cortical reorganization after sensory deafferentation in adult macaques. *Science*, 252(5014), 1857-1860.

Pouliot, P. (2011). *J Neurosci Methods*. Epub Nov.

Proulx, N., Samadani, A.-A., Chau, T. (2018). Online classification of the near-infrared spectroscopy fast optical signal for brain-computer interfaces. *Biomedical Physics & Engineering Express*, 4(6), 065010.

Quaresima, V., Ferrari, M. (2016). Functional Near-Infrared Spectroscopy (fNIRS) for Assessing Cerebral Cortex Function During Human Behavior in Natural/Social Situations: A Concise Review. *Organizational Research Methods*, 22(1), 46-68. doi:10.1177/1094428116658959

Quaresima, V., Ferrari, M. (2019). Functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) for assessing cerebral cortex function during human behavior in natural/social situations: a concise review. *Organizational Research Methods*, 22(1), 46-68.

Raffin, E., Richard, N., Giraux, P., Reilly, K. T. (2016a). Primary motor cortex changes after amputation correlate with phantom limb pain and the ability to move the phantom limb. *Neuroimage*, 130, 134-144.

Raffin, E., Richard, N., Giraux, P., Reilly, K. T. (2016b). Primary motor cortex changes after amputation correlate with phantom limb pain and the ability to move the phantom limb. *Neuroimage*, 130, 134-144.

Raju, H., Tadi, P. (2022). Neuroanatomy, Somatosensory Cortex. StatPearls.

Ramachandran, V. S., Hirstein, W. (1998). The perception of phantom limbs. The D. O. Hebb lecture. *Brain*, 121(9), 1603-1630. doi:10.1093/brain/121.9.1603

Rea, M., Rana, M., Lugato, N., Terekhin, P., Gizzi, L., Brötz, D., … Caria, A. (2014). Lower Limb Movement Preparation in Chronic Stroke: A Pilot Study Toward an fNIRS-BCI for Gait Rehabilitation. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 28(6), 564-575. doi:10.1177/1545968313520410

Rolls, E. T., Joliot, M., Tzourio-Mazoyer, N. (2015). Implementation of a new parcellation of the orbitofrontal cortex in the automated anatomical labeling atlas. *Neuroimage*, 122, 1-5.

Rorden, C., Brett, M. (2000). Stereotaxic display of brain lesions. *Behavioural neurology*, 12(4), 191-200.

Rossini, P. M., Calautti, C., Pauri, F., Baron, J.-C. (2003). Post-stroke plastic reorganisation in the adult brain. *The Lancet Neurology*, 2(8), 493-502.

Rueda, F. M., Diego, I. M. A., Sánchez, A. M., Tejada, M. C., Montero, F. M. R., Page, J. C. M. (2013). Knee and hip internal moments and upper-body kinematics in the frontal plane in unilateral transtibial amputees. *Gait & posture*, 37(3), 436-439.

Rusaw, D., Ramstrand, N. (2011). Motion-analysis studies of transtibial prosthesis users: a systematic review. *Prosthetics and Orthotics International*, 35(1), 8-19.

Sassaroli, A., Fantini, S. (2004). Comment on the modified Beer–Lambert law for scattering media. *Physics in Medicine & Biology*, 49(14), N255.

Sato, T., Ito, M., Suto, T., Kameyama, M., Suda, M., Yamagishi, Y., … Mikuni, M. (2007). Time courses of brain activation and their implications for function: a multichannel near-infrared spectroscopy study during finger tapping. *Neuroscience research*, 58(3), 297-304.

Savitzky, A., Golay, M. J. (1964). Smoothing and differentiation of data by simplified least squares procedures. *Analytical chemistry*, 36(8), 1627-1639.

Scholkmann, F., Kleiser, S., Metz, A. J., Zimmermann, R., Mata Pavia, J., Wolf, U., Wolf, M. (2014). A review on continuous wave functional near-infrared spectroscopy and imaging instrumentation and methodology. *Celebrating 20 Years of*

Functional Near Infrared Spectroscopy (fNIRS), 85, 6-27. doi:10.1016/j.neuroimage.2013.05.004

Scholkmann, F., Spichtig, S., Muehlemann, T., Wolf, M. (2010). How to detect and reduce movement artifacts in near-infrared imaging using moving standard deviation and spline interpolation. *Physiological measurement*, 31(5), 649.

Shan, X., Li, J., Zeng, L., Wang, H., Yang, T., Shao, Y., Yu, M. (2022). Motor imagery-related changes of neural oscillation in unilateral lower limb amputation. *Frontiers in Neuroscience*, 16, 799995.

Shattuck, D. W., Mirza, M., Adisetiyo, V., Hojatkashani, C., Salamon, G., Narr, K. L., … Toga, A. W. (2008). Construction of a 3D probabilistic atlas of human cortical structures. *Neuroimage*, 39(3), 1064-1080.

Simoes, E. L., Bramati, I., Rodrigues, E., Franzoi, A., Moll, J., Lent, R., Tovar-Moll, F. (2012). Functional expansion of sensorimotor representation and structural reorganization of callosal connections in lower limb amputees. *Journal of Neuroscience*, 32(9), 3211-3220.

Sitaram, R., Zhang, H., Guan, C., Thulasidas, M., Hoshi, Y., Ishikawa, A., … Birbaumer, N. (2007). Temporal classification of multichannel near-infrared spectroscopy signals of motor imagery for developing a brain–computer interface. *NeuroImage*, 34(4), 1416-1427.

Soares, A. S. O. de C., Yamaguti, E. Y., Mochizuki, L., Amadio, A. C., Serrão, J. C. (2009). Biomechanical parameters of gait among transtibial amputees: a review. *Sao Paulo Medical Journal*, 127, 302-309.

Stangl, M., Bauernfeind, G., Kurzmann, J., Scherer, R., Neuper, C. (2013). A haemodynamic brain–computer interface based on real-time classification of near infrared spectroscopy signals during motor imagery and mental arithmetic. *Journal of near infrared spectroscopy*, 21(3), 157-171.

Strangman, G., Boas, D. A., Sutton, J. P. (2002). Non-invasive neuroimaging using near-infrared light. *Biological psychiatry*, 52(7), 679-693.

Strangman, G., Culver, J. P., Thompson, J. H., Boas, D. A. (2002). A quantitative comparison of simultaneous BOLD fMRI and NIRS recordings during functional brain activation. *Neuroimage*, 17(2), 719-731.

Stump, E. (2007). WHO Report: Millions Have Neurological Disorders Worldwide. *Neurology Today*, 7(7), 25. doi:10.1097/01.NT.0000269134.28964.7e

Takakusaki, K. (2017). Functional neuroanatomy for posture and gait control. *Journal of movement disorders*, 10(1), 1.

Tang, Y.-Y., Lu, Q., Fan, M., Yang, Y., Posner, M. I. (2012). Mechanisms of white matter changes induced by meditation. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 109(26), 10570-10574.

Taroni, P., Comelli, D., Pifferi, A., Torricelli, A., Cubeddu, R. (2007). Absorption of collagen: effects on the estimate of breast composition and related diagnostic implications. *Journal of Biomedical Optics*, 12(1), 014021-014021.

ten Donkelaar, H. J., ten Donkelaar, H. J., Broman, J., van Domburg, P. (2020). The somatosensory system. *Clinical neuroanatomy: brain circuitry and its disorders*, 171-255.

Turner, D. L., Ramos-Murguialday, A., Birbaumer, N., Hoffmann, U., Luft, A. (2013). Neurophysiology of Robot-Mediated Training and Therapy: A Perspective for Future Use in Clinical Populations. *Frontiers in Neurology*, 4. doi:10.3389/fneur.2013.00184

Tzourio-Mazoyer, N., Landeau, B., Papathanassiou, D., Crivello, F., Etard, O., Delcroix, N., … Joliot, M. (2002). Automated Anatomical Labeling of Activations in SPM Using a Macroscopic Anatomical Parcellation of the MNI MRI Single-Subject Brain. *NeuroImage*, 15(1), 273-289. doi:10.1006/nimg.2001.0978

UCL Department of Medical Physics and Bioengineering. (t.y.). Specific Extinction Spectra of Tissue Chromophores.

Uludağ, K., Steinbrink, J., Kohl-Bareis, M., Wenzel, R., Villringer, A., Obrig, H. (2004). Cytochrome-c-oxidase redox changes during visual stimulation measured by near-infrared spectroscopy cannot be explained by a mere cross talk artefact. *Neuroimage*, 22(1), 109-119.

Van Veen, R. L., Sterenborg, H., Pifferi, A., Torricelli, A., Cubeddu, R. (2004). Determination of VIS-NIR absorption coefficients of mammalian fat, with time- and spatially resolved diffuse reflectance and transmission spectroscopy. Biomedical Topical Meeting, sunulmuş bildiri, Optica Publishing Group.

Villringer, A., Chance, B. (1997). Non-invasive optical spectroscopy and imaging of human brain function. *Trends in neurosciences*, 20(10), 435-442.

Villringer, A., Planck, J., Hock, C., Schleinkofer, L., Dirnagl, U. (1993). Near infrared spectroscopy (NIRS): a new tool to study hemodynamic changes during activation of brain function in human adults. *Neuroscience letters*, 154(1-2), 101-104.

Vogel, A., Venugopalan, V. (2003). Mechanisms of pulsed laser ablation of biological tissues. *Chemical reviews*, 103(2), 577-644.

Ward, K. R., Ivatury, R. R., Barbee, R. W., Terner, J., Pittman, R., Torres Filho, I. P., Spiess, B. (2006). Near infrared spectroscopy for evaluation of the trauma patient: a technology review. *Resuscitation*, 68(1), 27-44.

Watanabe, E., Yamashita, Y., Maki, A., Ito, Y., Koizumi, H. (1996). Non-invasive functional mapping with multi-channel near infra-red spectroscopic topography in humans. *Neuroscience letters*, 205(1), 41-44.

Weiller, C., Chollet, F., Friston, K. J., Wise, R. J., Frackowiak, R. S. (1992). Functional reorganization of the brain in recovery from striatocapsular infarction in man. *Annals of Neurology: Official Journal of the American Neurological Association and the Child Neurology Society*, 31(5), 463-472.

Williams, L., Pirouz, N., Mizelle, J., Cusack, W., Kistenberg, R., Wheaton, L. A. (2016). Remodeling of cortical activity for motor control following upper limb loss. *Clinical Neurophysiology*, 127(9), 3128-3134.

Wolf, M., Wolf, U., Toronov, V., Michalos, A., Paunescu, L. A., Choi, J. H., Gratton, E. (2002). Different time evolution of oxyhemoglobin and deoxyhemoglobin concentration changes in the visual and motor cortices during functional stimulation: a near-infrared spectroscopy study. *Neuroimage*, 16(3), 704-712.

Wolpert, D. M., Ghahramani, Z. (2000). Computational principles of movement neuroscience. *Nature neuroscience*, 3(11), 1212-1217.

Xu, J., Cai, G., Li, W., Lin, T., Zhang, C., Jiang, J., … Xu, G. (2024). Robot-assisted Treatment Contributes to Regaining Upper Limb Motility in Stroke Patients: a Randomized-controlled Trial Based on Functional Near Infrared Spectroscopy.

Yücel, M. A., Lühmann, A. v, Scholkmann, F., Gervain, J., Dan, I., Ayaz, H., … Elwell, C. E. (2021). Best practices for fNIRS publications. *Neurophotonics*, 8(1), 012101.

Zambudio Periago, R. (2009). Prótesis, ortesis y ayudas técnicas. *Barcelona: Editorial Elsevier Masson. FICHA DE ENTREVISTA*.

Zatorre, R. J. (2013). Predispositions and plasticity in music and speech learning: neural correlates and implications. *Science*, 342(6158), 585-589.

Zatorre, R. J., Fields, R. D., Johansen-Berg, H. (2012). Plasticity in gray and white: neuroimaging changes in brain structure during learning. *Nature neuroscience*, 15(4), 528-536.

Zhang, J., Zhang, Y., Wang, L., Sang, L., Li, L., Li, P. (2018). Brain Functional Connectivity Plasticity Within and Beyond the Sensorimotor Network in Lower-Limb Amputees. Front Hum Neurosci. 2018. 12.

Zhang, Y., Brooks, D. H., Franceschini, M. A., Boas, D. A. (2005). Eigenvector-based spatial filtering for reduction of physiological interference in diffuse optical imaging. *Journal of biomedical optics*, 10(1), 011014-011014.

Zijlstra, W. G., Buursma, A., Van Assendelft, O. W. (2021). *Visible and near infrared absorption spectra of human and animal haemoglobin determination and application*. CRC press.

Zimeo Morais, G. A., Balardin, J. B., Sato, J. R. (2018). fNIRS Optodes' Location Decider (fOLD): a toolbox for probe arrangement guided by brain regions-of-interest. *Scientific reports*, 8(1), 3341-3341. doi:10.1038/s41598-018-21716-z

ÖZGEÇMİŞ

Esra SÜZEN

ÖĞRENİM BİLGİLERİ

Doktora 2021-2025	Akdeniz Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Antalya
Yüksek Lisans 2018-2021	Akdeniz Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Antalya
Lisans 2011-2017	Süleyman Demirel Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı, Isparta

ESERLER

Uluslararası hakemli dergilerde yayımlanan makaleler

1- Suzen, E., Tombak, K., Simsek, B., Colak, O. H., Ozen, S. (2025). Evaluation of Prefrontal Cortex Activation and Static Balance Mechanisms in Adolescent Idiopathic Scoliosis Using fNIRS. *Medicina*, 61(4), 667.

2- Süzen, E., Şavklıyıldız, A., Özkan, Ö., Çolak, Ö. H., Apaydın Doğan, E., Özkan, Ö., Uysal, H. (2024). Delta waves as a sign of cortical plasticity after full-face transplantation. *Scientific Reports*, 14(1), 16454. doi:10.1038/s41598-024-67469-w

3- Yardibi, F., Chen, C., Fırat, M. Z., Karacaören, B., Süzen, E. (2023). The trend of breeding value research in animal science: bibliometric analysis. *Archives animal breeding*, 66(2), 163-181.

4- Şimşek, B., Şavklıyıldız, A., Süzen, E., Polat, Ö., Çolak, Ö. H. (2024). On the evaluation of statistical and mathematical solutions in EMG analysis. *AIP Conference Proceedings*, 3094(1), 090002. doi:10.1063/5.0210141

Ulusal bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitaplarında basılan bildiriler

1- Şavkliyildiz, A., Uysal, H., Özkan, Ö., Şenol, U., Özkan, Ö., Barçin, E., … Polat, Ö. (2019). fMRI Based Analysis of Represented Hand and Face Areas in Patients with Facial Lesions. 2019 Medical Technologies Congress (TIPTEKNO), sunulmuş bildiri, IEEE. (Tam Metin Bildiri)

2- Süzen E., Uysal H., Şavklıyıldız A., Özkan Ö., Özkan Ö., Doğan E. A., Şimşek B., Uluşar Ü. D., Polat Ö., Çolak Ö. H. (2019). Analysis and Assessment of EEG Beta Activity in Patients with Facial Lesions. Medical Technologies Congress (TIPTEKNO) (Tam Metin Bildiri)

3- Suzen E., Polat O., and Ozen S., (2023). Analyze of EEG and Eye-Tracking on Tennis HEC Training. Mediterranean International Conference of Pure & Applied Mathematics and Related Areas (Tam Metin Bildiri)
4- Suzen E., 4.5-6 Hz Theta Sub-Band Energy Sensitivity and Somatosensory Cortex Activity in Patients with Full-Face Lesions. 2nd International Conference on Neurovascular and Neurodegenerative Diseases (Poster)

Projeler

TÜBİTAK-1001 117E818 (Yürütücü: Prof. Dr. Ömer Halil Çolak)
Tam Yüz Lezyonu Olan Yüz Nakil Adayı Olgularda Rezidü Aktivite Analizi ve Plastisite ile ilişkisinin Değerlendirilmesi- Bursiyer

TÜBİTAK-1001 220s026 (Yürütücü: Prof. Dr. Ömer Özkan)
Alt Ekstremite Ampüte Hastalarında ve Replantlarda Korteks ve Kas Reorganizasyonun Motor, Sensoriyel ve Bilişsel Olarak Çözümlenmesi ve Rehabilitasyon Odaklı Analizi- Bursiyer

TÜBİTAK-1001 122R013 (Yürütücü: Prof. Dr. Övünç Polat)
E-Spor Oyuncularında Fizyolojik ve Mental Problemlerin Önlenmesi ve Performanslarının Arttırılması Odağında Fiziksel Aktivite Tabanlı Senaryoların Analizi ve Değerlendirilmesi- Bursiyer

TÜBİTAK- 1512 Girişimcilik Destek Programı (BiGG) (Yürütücü: Esra Süzen)
Elektriksel Uyarım Tabanlı, Taşınabilir, Çok Kanallı Yüz Rehabilitasyon Sistemi (STIFREHAB)- Yürütücü

NAP Normal Araştırma Projesi (Yürütücü: Öğr. Gör. Dr. Kadriye Tombak)
Adölesan idiyopatik skolyozda AIS Schroth rehabilitasyonunun motor fonksiyonlar üzerine etkisinin fNIRS tabanlı analizi ve değerlendirilmesi -Proje Ekibi Üyesi