



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2024-0109172
(43) 공개일자 2024년07월10일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61H 1/02 (2006.01) A61N 1/04 (2006.01)
A61N 1/08 (2006.01) B25J 9/00 (2006.01)
B25J 9/16 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61H 1/0274 (2022.01)
A61N 1/0404 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2023-0112258
(22) 출원일자 2023년08월25일
심사청구일자 2023년08월25일
(30) 우선권주장
1020220191185 2022년12월30일 대한민국(KR)

(71) 출원인
충남대학교산학협력단
대전광역시 유성구 대학로 99 (궁동, 충남대학교)
대한민국(국립재활원장)
서울특별시 강북구 삼각산로 58 (수유동)
(72) 발명자
김원식
대전광역시 유성구 엑스포로539번길 162(전민동)
지성주
대전광역시 서구 둔산로 155(둔산동, 크로바아파트) 103-803
신준호
서울특별시 광진구 독성로34길 67, A-2001
(74) 대리인
특허법인 플러스

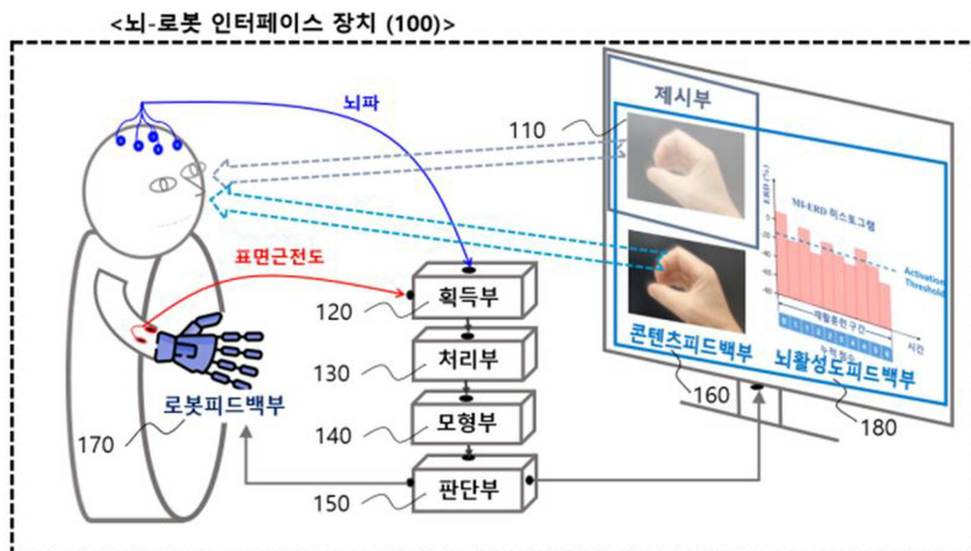
전체 청구항 수 : 총 18 항

(54) 발명의 명칭 상지 재활 뇌 가소성 촉진을 위한 뇌 활성화 피드백 기반 뇌-로봇 인터페이스 방법 및 장치

(57) 요약

본 발명은 뇌활성도 피드백 기반 상지 재활을 위하여 뇌 가소성을 촉진할 수 있는 뇌-로봇 인터페이스 방법과 장치에 관한 것으로, 사용자에게 시청각 콘텐츠를 제시하는 단계, 제시된 콘텐츠에 반응하는 사용자의 생체신호를 획득하는 단계, 획득된 생체신호를 처리하는 단계, 처리단계에서 뇌 활성화도 특징을 검출한 결과로부터 재활로봇의 작동 제어모형을 개발하는 모형단계; 모형단계에서 개발된 모형을 처리단계에서 검출된 뇌 활성화도 특징에 적용하여 재활훈련 의도 여부를 판단하는 판단단계, 재활훈련 의도 여부 판단결과를 콘텐츠에 반영하여 사용자에게 피드백시키는 콘텐츠 피드백단계, 재활훈련 의도 여부 판단결과를 재활보조 로봇에 반영하여 사용자에게 피드백시키는 로봇 피드백단계; 및 상기 로봇보조 훈련단계 과정에서 사용자의 뇌 활성화도 변화상태를 사용자에게 피드백시키는 뇌활성도 피드백단계로 이뤄지는 것을 특징으로 한다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61N 1/08 (2013.01)
B25J 9/0006 (2013.01)
B25J 9/16 (2013.01)
A61H 2201/5007 (2013.01)
A61H 2201/5023 (2013.01)
A61H 2201/5043 (2013.01)
A61H 2201/5058 (2013.01)
A61H 2230/105 (2013.01)
A61H 2230/605 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	220001
과제번호	220001
부처명	보건복지부
과제관리(전문)기관명	국립재활원
연구사업명	재활로봇중개연구용역
연구과제명	뇌활성도 피드백 기술과 재활로봇을 융합한 중개연구
기 여 율	1/1
과제수행기관명	충남대학교 산학협력단
연구기간	2022.06.09 ~ 2024.11.30

명세서

청구범위

청구항 1

뇌-로봇 인터페이스 장치를 통해 사용자의 뇌와 재활보조 로봇을 인터페이싱 하는 방법에 관한 것으로,

사용자에게 사용자의 재활을 위한 시청각 콘텐츠를 제시하는 콘텐츠 제시단계;

상기 콘텐츠에 반응하는 사용자의 생체신호를 획득하는 생체신호 획득단계;

상기 생체신호 획득단계에서 획득된 사용자의 생체신호로부터 사용자의 뇌활성도 특징을 검출하기 위해 생체신호를 처리하는 생체신호 처리단계;

상기 생체신호 처리단계에서 검출된 뇌활성도 특징들로부터 재활로봇의 제어모형을 개발하는 재활로봇 제어 모형단계;

상기 재활로봇 제어 모형단계에서 개발된 재활로봇 제어모형을 적용하여 사용자의 재활훈련 의도 여부를 판단하는 재활훈련 의도 판단단계;

상기 재활훈련 의도 판단단계에서 판단된 사용자의 재활훈련 의도 여부를 상기 콘텐츠에 반영하여 사용자에게 피드백시키는 콘텐츠 피드백단계;

상기 재활훈련 의도 판단단계에서 판단된 사용자의 재활훈련 의도 여부를 재활보조 로봇에 반영하여 사용자에게 피드백시키는 로봇 피드백단계; 및

상기 로봇 피드백단계에서 사용자의 훈련반응으로서의 뇌활성도 변화상태를 평가하여 사용자에게 피드백시키는 뇌활성도 피드백단계;를 포함하는, 뇌-로봇 인터페이스 방법.

청구항 2

제 1항에 있어서,

상기 콘텐츠 제시단계는 사용자의 준비상태, 동작관찰, 기준상태, 및 재활상태를 포함하며,

상기 재활상태는 동작관찰 및 운동상상 동시 수행과 회복상태를 포함하는 것을 특징으로 하는, 뇌-로봇 인터페이스 방법.

청구항 3

제 1항에 있어서,

상기 생체신호를 획득하는 획득단계는,

생체신호로서 뇌파와 표면근전도(sEMG) 전극을 부착하는 생체신호전극 부착단계를 포함하는 것을 특징으로 하는, 뇌-로봇 인터페이스 방법.

청구항 4

제 3항에 있어서,

사용자의 뇌파 측정을 위한 뇌파 전극 부착은 10-10 system 전극배치법 기반 모노폴라(monopolar) 방식으로 측정하기 위해 전극을 배치하되,

재활훈련 의도 측정을 위한 동작관찰 및 운동상상 동시 수행시 두정-전두 거울 시스템을 구성하는 두정 거울뉴런 시스템에서는 하두정소엽(inferior parietal lobule: IPL)에 해당하는 P3와 P4에 부착하고,

두정-전두 거울 시스템을 구성하는 전두 거울뉴런 시스템에서는 복측전운동피질(premotor cortex, mostly its ventral part: PMV) 및 하전두회(inferior frontal gyrus: IFG)의 꼬리 부분에 해당하는 FC3와 FC4에 부착하고,

동작의도(AI) 측정을 위해서는 후두정피질(PPC)에 속하는 두정 거울뉴런 시스템(Parietal Mirror Neuron System)의 하두정소엽(IPL)에 해당하는 P3와 P4에 부착하고,

동작계획(action planning: AP) 측정을 위해서는 전운동피질(premotor cortex)에 해당하는 FC3와 FC4에 부착하고,

동작명령(action command: AC) 측정을 위해서는 일차운동피질(primary motor cortex)에 해당하는 C3와 C4에 부착하며,

기준전극은 양쪽 컷볼의 A1과 A2에 각각 부착한 뒤 연결하고, 접지전극은 정수리 부위(Cz)에 부착하는 것을 특징으로 하는, 뇌-로봇 인터페이스 방법.

청구항 5

제 3항에 있어서,

사용자의 표면근전도 측정을 위한 표면근전도 전극 부착은,

재활하려는 근육의 피부표면에 바이폴라(bipolar) 방식으로 표면근전도(sEMG) 전극을 부착하는 것을 특징으로 하는, 뇌-로봇 인터페이스 방법.

청구항 6

제 1항에 있어서,

상기 생체신호를 처리하는 생체신호 처리단계는,

생체신호에 혼입된 노이즈를 감소시키는 감소단계 및 노이즈가 감소된 생체신호로부터 재활훈련 의도를 반영하는 뇌 활성화 특징을 검출하는 검출단계를 포함하는 것을 특징으로 하는, 뇌-로봇 인터페이스 방법.

청구항 7

제 6항에 있어서,

상기 노이즈를 감소시키는 감소단계는,

뇌파 또는 표면근전도를 포함하는 생체신호에 혼입된 노이즈를 실시간으로 감소시키기 위하여 시계열 생체신호의 평균값으로 관측치를 대체하는 방식인 이동 평균(moving average)을 통하여 평활화(smoothing)하여 노이즈를 감소시키거나,

노이즈가 심한 환경에서는 현재 시계열 생체신호에 혼입되는 노이즈의 특정한 분포를 가정하고 해당 분포의 값을 시계열 데이터에서 제거함으로써 노이즈를 감소시키는 것을 특징으로 하는, 뇌-로봇 인터페이스 방법.

청구항 8

제 6항에 있어서,

상기 뇌 활성화 특징을 검출하는 검출단계는,

뇌 활성도를 실시간으로 분석하기 위하여, 시계열 뇌파의 알파대역만 통과하도록 필터를 설계하고,

상기 필터를 통과한 알파대역 뇌파 전압의 제곱이 감소한 정도로써 뇌활성도를 검출하는 것을 특징으로 하는, 뇌-로봇 인터페이스 방법.

청구항 9

제 6항에 있어서,

뇌 활성화 특징을 검출하는 검출단계는,

상기 재활훈련 의도에 상응하여 활성화되는 재활 목표 근육의 피부 표면에 전극을 부착하여 획득한 표면근전도(sEMG)에 상기 노이즈 감소단계를 통해 노이즈를 감소시킨 후,

상기 노이즈가 감소된 표면근전도의 진폭에 대한 절대치의 증가 정도로써 근육의 수축 정도를 평가함으로써 상

기 뇌 활성화도 특징을 간접적으로 검출하는 것을 특징으로 하는, 뇌-로봇 인터페이스 방법.

청구항 10

제 1항에 있어서,

상기 재활로봇의 작동 여부를 제어하는 모형단계는 모형학습 단계 및 모형테스트 단계를 포함하며,

상기 모형학습 단계는,

각 시도(trial)에서 재활훈련 의도에 따라 활성화되는 뇌파 전극위치 각각에서 획득되는 뇌파에 하기의 수학적 식 1을 적용하여 기준상태에 비하여 재활상태의 알파대역 power 변화(ERD%)가 20% 이상 감소를 0.5초 이상 지속할 경우 그 시도(trial)의 시계열 뇌파 데이터에는 'Label 1' 을 부여하고, 그렇지 못한 시도(trial)의 시계열 뇌파 데이터에는 'Label 0' 을 부여하여 상기 로봇 제어모형을 학습시키고,

각 시도(trial)에서 재활훈련 의도에 따른 뇌 활성화를 간접적으로 반영하는 표면근전도 전극위치에서 획득되는 표면근전도를 하기의 수학적 식 2에 적용하여 기준상태에 비하여 재활상태의 표면근전도 진폭 절대치 변화(sEMG%)가 20% 이상 증가를 0.5초 이상 지속할 경우 그 시도(trial)의 시계열 표면근전도 데이터에는 'Label 1' 을 부여하고, 그렇지 못한 시도(trial)의 시계열 표면근전도 데이터에는 'Label 0' 을 부여하여 상기 로봇 제어모형을 학습시키고,

Support Vector Machine (SVM) 머신러닝을 이용한 모형개발을 할 경우에는 상기 'Label 1' 과 'Label 0' 을 구분할 수 있는 특징들로 머신러닝의 분류기를 학습시키고, Long Short term Memory (LSTM) 신경망 등 딥러닝을 이용한 모형개발을 할 경우에는 'Label 1' 과 'Label 0' 각각의 시계열 데이터로 딥러닝의 신경망을 학습시키는 것을 특징으로 하는, 뇌-로봇 인터페이스 방법.

[수학적 식 1]

$$ERD\% = (EEG_{MI} - EEG_R) / EEG_R \times 100 [\%]$$

여기에서,

ERD%: 기준상태의 뇌파 power 대비 재활상태의 '동작관찰 및 운동상상 동시 수행' 에 따른 사건관련비동기화된 뇌파 power 변화의 백분율

EEG_{MI}: 재활상태의 '동작관찰 및 운동상상 동시 수행' 구간에서 0.05초씩 이동하는 0.1초 윈도우에 대한 알파대역 power의 평균

EEG_R: '동작관찰 및 운동상상 동시 수행' 직전의 기준상태 구간에서 알파대역 power의 평균

[수학적 식 2]

$$sEMG\% = (sEMG_{MI} - sEMG_R) / sEMG_R \times 100 [\%]$$

여기에서,

sEMG%: 기준상태의 재활 근육에 대한 표면근전도 진폭의 절대치 대비 재활상태(동작관찰 및 운동상상 동시 수행)의 재활 근육에 대한 표면근전도 진폭 절대치 변화의 백분율

sEMG_{MI}: 동작관찰 및 운동상상을 동시에 수행하는 구간에서 0.05초씩 이동하는 0.1초 윈도우에 대한 재활하려는 근육에서의 표면근전도 진폭 절대치의 평균

sEMG_R: 재활상태(동작관찰 및 운동상상 동시 수행) 직전의 기준상태에서 재활 근육에 대한 표면근전도 진폭 절대치의 평균.

청구항 11

제 10항에 있어서,

상기 모형학습 단계에서 학습된 로봇 제어모형을 테스트하는 모형테스트 단계는, 사용자에게 재활 로봇손을 착용시킨 뒤 모형학습 단계에서 제시한 동영상 순서와 동일한 순서로 동영상을 제시할 때, 재활상태의 동작관찰

및 운동상상 동시 수행을 위한 동영상 제시 구간에서 로봇의 작동 여부를 테스트하며,

테스트 결과의 정확도가 80% 미만일 경우 상기 모형학습 단계를 다시 수행하여 상기 제어 모형을 수정한 후 상기 모형테스트 단계를 다시 수행하며,

테스트 결과의 정확도가 80% 이상 될 때까지 상기 모형학습 단계를 반복적으로 수행하고,

테스트 결과의 정확도가 80% 이상이 되면 모형의 신뢰성이 입증된 것으로 간주하여 개발된 로봇제어 모형을 재활훈련에 적용하는 것을 특징으로 하는, 뇌-로봇 인터페이스 방법.

청구항 12

제 10항에 있어서,

상기 재활훈련 의도 여부를 판단하는 판단단계는,

재활하려는 부위가 중증이 아닐 경우에는, 뇌파의 기준상태 대비 재활상태의 알파대역 파워 변화를 고려하여 뇌파가 'Label 1'의 조건을 만족시킬 때 상기 재활훈련 의도를 '여'로 판단하고, 'Label 1'의 조건을 만족시키지 못할 때는 재활훈련 의도를 '부'로 재활훈련 의도 여부를 판단하고,

재활하려는 부위가 중증일 경우에는, 뇌파의 알파대역 파워 변화 뿐만 아니라 재활하려는 근육의 표면근전도 진폭 절대치 변화를 함께 고려하여 뇌파 또는 표면근전도 중에서 어느 하나라도 'Label 1'의 조건을 만족시킬 때 상기 재활훈련 의도를 '여'로 판단하고, 뇌파와 표면근전도 모두가 상기 'Label 1'의 조건을 만족시키지 못할 때는 재활훈련 의도를 '부'로 재활훈련 의도 여부를 판단하는 것을 특징으로 하는, 뇌-로봇 인터페이스 방법.

청구항 13

제 12항에 있어서,

뇌졸중 등으로 인한 병소부위가 심하게 손상된 환자 또는 재활훈련을 수행중인 만성적인(chronic) 환자와 같이 두정-전두 거울 시스템이 활성화되더라도 뇌 활성을 간접적으로 나타내는 목표 근육의 표면근전도에서 재활훈련 의도가 검출되지 않는 환자의 재활훈련 의도 여부는,

10-10 system 전극배치법 기반 모노폴라(monopolar) 방식으로 측정을 위한 전극 배치 중, 동작관찰 및 운동상상 동시 수행을 위한 하두정소엽(inferior parietal lobule: IPL)에 해당하는 P3와 P4 위치, 동작의도(AI) 측정을 위해서는 후두정피질(PPC)에 속하는 두정 거울뉴런 시스템(Parietal Mirror Neuron System)의 하두정소엽(IPL)에 해당하는 P3와 P4 위치, 동작계획(action planning: AP) 측정을 위해서는 전운동피질(premotor cortex)에 해당하는 FC3와 FC4 위치, 동작명령(action command: AC) 측정을 위해서는 일차운동피질(primary motor cortex)에 해당하는 C3와 C4 위치 중 적어도 한 곳의 위치에 전극을 부착하고,

상기 [수학식 1]에 따라 계산된 뇌파 power 변화의 백분율(ERD%)이, 'Label 1'의 조건을 만족시킬 때는 상기 재활훈련 의도를 '여'로 판단하고, 그렇지 못할 때는 재활훈련 의도를 '부'로 판단하는 것을 특징으로 하는, 뇌-로봇 인터페이스 방법.

청구항 14

제 1항에 있어서,

상기 콘텐츠 피드백단계는,

상기 콘텐츠 제시단계의 재활상태에서 시작 전 제시된 원래 명암도의 30~50% 범위에서의 동영상 콘텐츠에 대해, 재활훈련 의도가 '여'로 판단되는 동안에는 원래 명암도의 100%로 복원한 동영상 콘텐츠로 사용자에게 피드백시키는 것을 특징으로 하는, 뇌-로봇 인터페이스 방법.

청구항 15

제 1항에 있어서,

상기 로봇 피드백단계는,

재활훈련 의도가 ‘여’로 판단되는 동안에 로봇의 재활보조 기능을 작동시켜서 사용자에게 피드백시키는 것을 특징으로 하는, 뇌-로봇 인터페이스 방법.

청구항 16

제 1항에 있어서,

상기 뇌활성도 피드백단계는,

기준상태의 뇌파 파워 대비 재활상태의 동작관찰 및 운동상상 동시 수행에 따른 뇌파 파워 변화의 백분율을 히스토그램으로 시각화하여 사용자에게 피드백시키는 것을 특징으로 하는, 뇌-로봇 인터페이스 방법.

청구항 17

제 2항에 있어서,

상기 재활상태에서는 동작관찰 및 운동상상 동시 수행을 위한 동영상상을 제시하고,

상기 동영상상 제시시, 대상 물체 없이 맨손으로 움직이는 동영상상과 함께, 거울뉴런의 특성 기반 사용자 뇌활성도 촉진을 위해 물체를 쥐거나 놓는 상황을 마음속으로 영상화하도록 음성으로 안내하는 것을 특징으로 하는, 뇌-로봇 인터페이스 방법.

청구항 18

제 1항 내지 제 17항 중 어느 한 항의 뇌-로봇 인터페이스 방법을 수행하는 장치로서,

사용자에게 재활훈련을 위한 콘텐츠를 제시하는 콘텐츠 제시부;

콘텐츠에 반응하는 사용자의 생체신호를 획득하는 생체신호 획득부;

획득한 생체신호로부터 노이즈를 저감시킨 뒤, 사용자의 재활훈련 의도 특징을검출하는 생체신호 처리부;

처리된 데이터로부터 재활로봇의 작동 여부 제어모형을 개발하는 모형부;

개발된 모형부를 처리된 데이터에 적용하여 사용자의 재활훈련 의도를 판단하는 재활훈련 의도 판단부;

판단된 결과를 사용자에게 시청각 콘텐츠로 피드백시키는 콘텐츠 피드백부, 판단된 결과를 사용자에게 로봇제어로 피드백시키는 로봇 피드백부; 및

재활훈련 과정에서의 뇌 활성도 변화상태를 사용자에게 피드백시키는 뇌 활성도 피드백부;를 포함하는, 뇌-로봇 인터페이스 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 상지 재활 뇌 가소성 촉진을 위한 뇌 활성도 피드백 기반 뇌-로봇 인터페이스 방법 및 장치에 관한 것으로, 보다 상세하게는 뇌졸중 등에 의한 상지 마비 환자에게 상지 재활용 시청각 콘텐츠를 제시하면서 뇌 활성도를 모니터링하는 동안에 재활훈련 의도에 상응하는 뇌 활성도 특징이 검출될 때 이를 실시간으로 콘텐츠에 반영하여 피드백시키고 동시에 상지 재활을 돕는 로봇이 작동되어 뇌 가소성을 촉진 시킴으로써 그 재활 효과를 극대화시킬 수 있는 뇌 활성도 피드백을 이용한 뇌-로봇 인터페이스 방법과 이를 수행하는 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 뇌 속에 존재하는 거울뉴런(mirror neuron)은 1992년 원숭이에서 처음 발견 당시에는 동작 실행시와 관측시 모두 활성화되는 뉴런 정도로 알려졌으나, 그 이후 인간을 포함한 여러 동물 종에서 새로운 사실들이 점차로 더욱 밝혀졌다. 거울뉴런에 대하여 최근 밝혀진 바는, 다른 사람의 행동, 감정, 감각 및 의사소통 메시지에 대한 멀티모달 정보가 이를 관측하는 관찰자의 신경 기질에 매핑된다는 것이다.

[0003] 인간의 뇌에서는 상기 거울뉴런이 “전운동피질(premotor cortex: PMC), 보조운동영역(supplementary motor area: SMA), 일차체감각피질(primary somatosensory cortex), 및 하두정피질(inferior parietal cortex)”에서

발견되었다. 또한, 뇌 영상 기술을 통하여 2개의 주된 Mirror Networks가 있음이 밝혀졌다. 즉, 도 4를 참고하면, 두정-전두 거울 시스템(Parietofrontal Mirror System: P-F 거울 시스템; P-F MS)은 “하두정소엽(inferior parietal lobule: IPL)과 복측전운동피질(premotor cortex, mostly its ventral part: PMV) 및 하전두회(caudal part of the inferior frontal gyrus: IFG)” 으로 구성되었으며 자발적 행동을 인지하는 것에 관여하고 있고, 변연계 거울 시스템(Limbic Mirror System)은 “뇌섬엽(insula)과 전측중양전두피질(anterior mesial frontal cortex)” 로 구성되었으며 감성적 행동을 인지하는 것에 관여하고 있다.

[0004] 어떤 목표를 향한 동작시 시각피질 이외에 다음의 영역, 즉 “하두정소엽(IPL)과 복측전운동피질(PMV) 및 대략적으로 브로카 영역의 덮개 부분(the pars opercularis of Broca’s area)에 상응하는 하전두회(IFG)의 꼬리 부분” 이 활성화된다. 또한, 상측두구(superior temporal sulcus: STS) 부분이 상지 움직임 관측시에는 활성화되지만 움직임만 있을 때는 활성화되지 않는다.

[0005] 이와 관련하여, Hardwick 등은(2018) 수백 건의 뇌 영상실험 결과에 대한 메타분석을 통하여 3가지 단계(동작관찰(action observation: AO), 운동상상(motor imagery: MI), 및 동작실행(action execution: AE)) 각각의 네트워크를 조사함으로써 각 단계별로 신경학적 기질을 나타내는 포괄적인 지도(map)를 제공하였다. 더욱이, 상기 3가지 단계의 지도를 결합시킴으로써 거울 메커니즘(mirror mechanism)을 설명할 수 있는 전두-두정(fronto-parietal) 영역을 제시하였다.

[0006] 또한, 동작관찰(AO) 그 자체만으로도 재활에 긍정적 효과를 이끌어 낼 수 있지만, 운동상상(MI)을 통하여 동작관찰(AO)과 동작실행(AE)을 연결함으로써, 즉 환자에게 방금 관찰한 동작을 실습시킴으로써, 최적의 재활효과를 기대할 수 있다.

[0007] 한편, 선행 연구자들은 동작의도(action intention: AI)를 운동피질(motor cortex)에서 측정해왔지만, 최근 California Institute of Technology (CalTech)에서는 모든 감각 자극과 일화기억(episodic memory)이 통합되는 후두정피질(posterior parietal cortex: PPC)에서 측정함으로써 그 정확도를 높일 수 있었다. 후두정피질(PPC)에서 동작의도(AI)를 측정할 근거는, 후두정피질(PPC)에 속하는 하두정소엽(IPL) 뉴런은 특정한 행동을 수행할 때뿐만 아니라 다른 사람에 의하여 그 행동이 수행되는 것을 관측할 때도 활성화됨이 밝혀졌고, 하두정소엽(IPL)을 전기 자극했을 때 신체를 움직이려는 강한 의도를 유발하였기 때문이다.

[0008] 그러나, 환자의 전운동피질(premotor cortex)을 전기 자극했을 때는 움직임은 일어났지만 환자는 자신이 움직였음을 부인한 연구 결과로부터 전운동피질의 활성화가 의식적인 동작의도를 유도하는 것이 아니고 후두정피질(PPC)이 의식적인 동작의도를 담당함을 알 수 있다. 즉, 동작의도(AI)는 후두정피질(PPC)에서 발생하여 전운동피질을 통하여 일차운동피질(primary motor cortex)로 전달된다. 또한, 일반적인 뇌-컴퓨터 인터페이스(BCI)는 정상인의 동작의도를 뇌파로 검출하여 사물을 제어하거나 California Institute of Technology (CalTech)에서와 같이 환자의 동작의도를 뇌파로 검출하여 의수(prosthetic hand)를 제어하는 목적으로 사용되어왔다.

[0009] 그러나, 뇌졸중 환자 등에서 마비가 된 상지를 재활하기 위해서는 기존의 동작 의도 대신에 뇌 가소성을 촉진시킬 수 있는 재활훈련 의도를 검출하여 재활을 돕는 보조기구(로봇 등)를 재활훈련 의도에 동기화되도록 작동시킴으로써, 즉 재활 동작의 운동 방향과 보조기구의 운동 방향을 동기화시킴으로써 재활 동작 운동 방향과 보조기구 운동 방향의 불일치로 인한 부작용 없이, 뇌 가소성 촉진을 극대화시킬 수 있다. 이러한 관점에서 거울뉴런에 근거한 운동상상(MI)은 뇌 가소성을 촉진시킬 수 있는 재활훈련 의도 지표로서 매우 적합하다.

[0010] 한편, 기능적 전기자극(Functional Electric Stimulation: FES) 방법은 뇌졸중 재활에 널리 사용되는 방법 중의 하나인데, 여기에는 신경과 근육에 전기자극을 가함으로써 운동이 보조된다. 기능적 전기자극(FES) 방법이 종래의 뇌졸중 치료에 사용되어왔는데, 여기에는 치료사들이 자극의 ON/OFF 상태를 환자의 중증 정도에 따라 조절한다. 비록 FES 자극 방법이 재활치료 과정에서 운동 유발에 도움을 주지만 환자의 운동 기능에 뚜렷한 향상을 보장할 수 없다. 즉, FES 재활시스템은 운동상상(MI) 기반 뇌-컴퓨터 인터페이스(Brain Computer Interface: BCI; MI-based BCI) 시스템과 연결되어야만 운동 기능 회복에 도움을 줄 수 있다. MI-based BCI-FES 시스템(예: RecoveriX)에서 환자는 뇌 가소성 처리가 개선됨에 따라 원하는 운동이 이뤄지도록 상기 시스템에 명령하기 위하여 자신의 뇌파를 이용한다. 하지만, MI-based BCI-FES 시스템은 몇 가지 문제점이 있다. 즉, MI-based BCI-FES 시스템은 경증의 운동 장애에는 도움을 줄 수 있지만, 손상된 사지를 전혀 움직일 수 없는 중증 환자의 재활에는 도움을 줄 수 없다. 게다가, 전류 세기, 타이밍, 지속시간 등과 같은 자극 매개변수들을 제어하는 효과적인 방법론의 부족으로 인하여 그 유효성에 한계가 있다. 또한, FES는 표면근전도(surface electromyogram: sEMG) 전극을 사용하기 때문에 깊은 곳의 근육을 선택적으로 자극하기에는 성능의 한계가 있다.

[0011] 한편, 로봇보조 재활시스템은 뇌졸중 환자에게 효과적이고 편리하지만, 대부분의 경우 치료사가 미리 설정한 프로그램에 따라 수행되므로 환자의 집중력이 떨어지고 자발적 운동 계획성이 충분히 개발되지 못한다. 이러한 문제점을 극복하기 위하여 뇌-컴퓨터 인터페이스(BCI) 시스템이 로봇보조 재활시스템에 연결되는데, 여기에는 로봇이 뇌파에서 검출한 환자 자신의 재활훈련 의도, 즉 운동상상(MI), 에 의하여 제어된다.

[0012] 또한, 지금까지의 재활을 위한 뇌졸중에 특화된 뇌-컴퓨터 인터페이스(stroke-specific BCI) 시스템은 BCI 제어를 위하여 마비된 상지의 대측성(contralateral) 병소 주위의 피질에서 발생하는 신호에 주목해왔다. 그런데, 도 6을 참고하면, 중증의 뇌졸중 환자에서는 뇌 피질의 손상이 증가할수록 병소 주위의 뇌 피질 활성화를 조절하는 능력이 감소하므로 뇌 가소성이 마비된 상지의 대측성 피질(contralateral cortex)이 아닌 동측성 피질(ipsilateral cortex), 즉 병소의 대측성 피질(contralesional cortex), 에서 진행될 수 있으므로 특정한 영역의 뇌파만 분석해서는 뇌 가소성 또는 MI가 올바르게 수행되는지 알 수 없는 문제점이 있다. 또한, MI 수행은 충분히 훈련하지 않으면 올바르게 수행되지 않으므로 이를 해결할 수 있는 MI 수행 기술이 필요하다.

선행기술문헌

특허문헌

- [0013] (특허문헌 0001) 등록특허 제10-1618186호 (2016. 04. 28. 등록): 뇌-기계 인터페이스 기반 재활 로봇 제어 시스템 및 제어방법
- (특허문헌 0002) 등록특허 제10-1831602호 (2018. 02. 19. 등록): 영상 처리를 통해 정밀 제어하는 상지 재활 로봇 모듈 및 재활 로봇 시스템
- (특허문헌 0003) 등록특허 제10-1921914호 (2018. 11. 20. 등록): 하지 재활로봇의 제어장치 및 제어방법
- (특허문헌 0004) 공개특허 제10-2022-0036374호 (2022. 03. 23. 공개): 사용자의 생체신호를 기반으로 하는 운동 및 인지 재활 훈련 시스템

비특허문헌

- [0014] (비특허문헌 0001) ANDERSEN, Richard A.; CUI, He. Intention, action planning, and decision making in parietal-frontal circuits. *Neuron*, 2009, 63.5: 568-583.
- (비특허문헌 0002) ANDERSEN, Richard A., et al., Brain-Machine Interface Center, California Institute of Technology, Exploring Cognition with Brain-Machine Interfaces. *Annual Review of Psychology*, 2022, 73: 131-158.
- (비특허문헌 0003) BONINI, Luca, et al. Mirror neurons 30 years later: implications and applications. *Trends in Cognitive Sciences*, 2022.
- (비특허문헌 0004) CATTANEO, Luigi; RIZZOLATTI, Giacomo. The mirror neuron system. *Archives of neurology*, 2009, 66.5: 557-560.
- Ü(비특허문헌 0005) CENGIZ, Blent, et al. Analysis of mirror neuron system activation during action observation alone and action observation with motor imagery tasks. *Experimental Brain Research*, 2018, 236.2: 497-503.
- (비특허문헌 0006) DESMURGET, Michel, et al. Movement intention after parietal cortex stimulation in humans. *science*, 2009, 324.5928: 811-813.
- (비특허문헌 0007) HARDWICK, Robert M., et al. Neural correlates of action: Comparing meta-analyses of imagery, observation, and execution. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 2018, 94: 31-44.
- (비특허문헌 0008) Irimia, Danut Constantin, et al. "Preliminary results of testing a bci-controlled fes system for post-stroke rehabilitation." *Proceedings of the 7th Graz BrainComputer Interface Conference 2017, From Vision to Reality*.

- (비특허문헌 0009) LIN, Meiai, et al. A VR-Based Motor Imagery Training System with EMG-Based Real-Time Feedback for Post-Stroke Rehabilitation. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2022.
- (비특허문헌 0010) Milos R. Popovic, et al., Neuroprostheses for grasping, Neurol. Res. 24 (5) (July 2002) 443-452.
- (비특허문헌 0011) Nikolaus Sabathiel, et al., Paired associative stimulation with brain-computer interfaces: a new paradigm for stroke rehabilitation, in: Dylan D. Schmorow, Cali M. Fidopiastis (Eds.), Foundations of Augmented Cognition: Neuroergonomics and Operational Neuroscience, Springer International Publishing, 2016, pp. 261-272.
- (비특허문헌 0012) OBHI, Sukhvinder S.; HOGVEEN, Jeremy. Incidental action observation modulates muscle activity. Experimental Brain Research, 2010, 203.2: 427-435.
- (비특허문헌 0013) RIZZOLATTI, Giacomo, et al. The role of mirror mechanism in the recovery, maintenance, and acquisition of motor abilities. Neuroscience & Biobehavioral Reviews, 2021, 127: 404-423.
- (비특허문헌 0014) TANG, Zhichuan, et al. Single-trial classification of different movements on one arm based on ERD/ERS and corticomuscular coherence. IEEE Access, 2019, 7: 128185-128197.
- (비특허문헌 0015) CHO, Woosang, et al. Hemiparetic stroke rehabilitation using avatar and electrical stimulation based on non-invasive brain computer interface. International Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, 2017, 5.04: 10.4172.
- (비특허문헌 0016) Zhaoyang Qiu, et al., BCI-based strategies on stroke rehabilitation with avatar and FES feedback, ArXiv: 1805.04986 [Cs], arXiv.org, <http://arxiv.org/abs/1805.04986>, May 2018.
- (비특허문헌 0017) <https://www.gtec.at/product/recoverix-pro-neurotechnology/>

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0015] 본 발명은 상기한 바와 같은 종래 기술의 문제점을 해결하기 위하여 안출된 것으로서, 본 발명의 목적은 경증의 운동 장애뿐만 아니라 운동 기능이 없는 중증의 환자들이 편측부전마비(hemiparesis)가 된 상지를 온라인 환경에서 실시간으로 그들이 원하는 의도대로 움직이는 것을 도울 수 있는 뇌-로봇 인터페이스 방법과 장치에 필요한 기술을 제공하고자 한다.

과제의 해결 수단

- [0016] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 상지 재활 뇌 가소성 촉진을 위한 뇌 활성화 피드백 기반 뇌-로봇 인터페이스 방법은, 뇌-로봇 인터페이스 장치를 통해 사용자의 뇌와 재활보조 로봇을 인터페이스하는 방법에 관한 것으로서, 사용자에게 사용자의 재활을 위한 시청각 콘텐츠를 제시하는 콘텐츠 제시단계; 상기 콘텐츠에 반응하는 사용자의 생체신호를 획득하는 생체신호 획득단계; 상기 생체신호 획득단계에서 획득된 사용자의 생체신호로부터 사용자의 뇌활성도 특징을 검출하기 위해 생체신호를 처리하는 생체신호 처리단계; 상기 생체신호 처리단계에서 검출된 뇌활성도 특징들로부터 재활로봇의 제어모형을 개발하는 재활로봇 제어 모형단계; 상기 재활로봇 제어 모형단계에서 개발된 재활로봇 제어모형을 적용하여 사용자의 재활훈련 의도 여부를 판단하는 재활훈련 의도 판단단계; 상기 재활훈련 의도 판단단계에서 판단된 사용자의 재활훈련 의도 여부를 상기 콘텐츠에 반영하여 사용자에게 피드백시키는 콘텐츠 피드백단계; 상기 재활훈련 의도 판단단계에서 판단된 사용자의 재활훈련 의도 여부를 재활보조 로봇에 반영하여 사용자에게 피드백시키는 로봇 피드백단계; 및 상기 로봇 피드백단계에서 사용자의 훈련반응으로서의 뇌활성도 변화상태를 평가하여 사용자에게 피드백시키는 뇌활성도 피드백단계;를 포함한다.
- [0017] 상기 콘텐츠 제시단계는 사용자의 준비상태, 동작관찰, 기준상태, 및 재활상태를 포함하며, 상기 재활상태는 동

작관찰 및 운동상상 동시 수행과 회복상태를 포함하는 것을 특징으로 한다.

- [0018] 또한, 상기 생체신호를 획득하는 획득단계는, 생체신호로서 뇌파와 표면근전도(sEMG) 전극을 부착하는 생체신호 전극 부착단계를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0019] 또한, 사용자의 뇌파 측정을 위한 뇌파 전극 부착은 10-10 system 전극배치법 기반 모노폴라(monopolar) 방식으로 측정하기 위해 전극을 배치하되, 재활훈련 의도 측정을 위한 동작관찰 및 운동상상 동시 수행시 두정-전두 거울 시스템을 구성하는 두정 거울뉴런 시스템에서는 하두정소엽(inferior parietal lobule: IPL)에 해당하는 P3와 P4에 부착하고, 두정-전두 거울 시스템을 구성하는 전두 거울뉴런 시스템에서는 복측전운동피질(premotor cortex, mostly its ventral part: PMV) 및 하전두회(inferior frontal gyrus: IFG)의 꼬리 부분에 해당하는 FC3와 FC4에 부착하고, 동작의도(AI) 측정을 위해서는 후두정피질(PPC)에 속하는 두정 거울뉴런 시스템(Parietal Mirror Neuron System)의 하두정소엽(IPL)에 해당하는 P3와 P4에 부착하고, 동작계획(action planning: AP) 측정을 위해서는 전운동피질(premotor cortex)에 해당하는 FC3와 FC4에 부착하고, 동작명령(action command: AC) 측정을 위해서는 일차운동피질(primary motor cortex)에 해당하는 C3와 C4에 부착하며, 기준전극은 양쪽 귓볼의 A1과 A2에 각각 부착한 뒤 연결하고, 접지전극은 정수리 부위(Cz)에 부착하는 것을 특징으로 한다.
- [0020] 또한, 사용자의 표면근전도 측정을 위한 표면근전도 전극 부착은, 재활하려는 근육의 피부표면에 바이폴라(bipolar) 방식으로 표면근전도(sEMG) 전극을 부착하는 것을 특징으로 한다.
- [0021] 또한, 상기 생체신호를 처리하는 생체신호 처리단계는, 생체신호에 혼입된 노이즈를 감소시키는 감소단계 및 노이즈가 감소된 생체신호로부터 재활훈련 의도를 반영하는 뇌 활성화도 특징을 검출하는 검출단계를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0022] 또한, 상기 노이즈를 감소시키는 감소단계는, 뇌파 또는 표면근전도를 포함하는 생체신호에 혼입된 노이즈를 실시간으로 감소시키기 위하여 시계열 생체신호의 평균값으로 관측치를 대체하는 방식인 이동 평균(moving average)을 통하여 평활화(smoothing)하여 노이즈를 감소시키거나, 노이즈가 심한 환경에서는 현재 시계열 생체신호에 혼입되는 노이즈의 특징한 분포를 가정하고 해당 분포의 값을 시계열 데이터에서 제거함으로써 노이즈를 감소시키는 것을 특징으로 한다.
- [0023] 또한, 상기 뇌 활성화도 특징을 검출하는 검출단계는, 뇌 활성화도를 실시간으로 분석하기 위하여, 시계열 뇌파의 알파대역만 통과하도록 필터를 설계하고, 상기 필터를 통과한 알파대역 뇌파 전압의 제곱이 감소한 정도로써 뇌 활성화도를 검출하는 것을 특징으로 한다.
- [0024] 또한, 뇌 활성화도 특징을 검출하는 검출단계는, 상기 재활훈련 의도에 상응하여 활성화되는 재활 목표 근육의 피부 표면에 전극을 부착하여 획득한 표면근전도(sEMG)에 상기 노이즈 감소단계를 통해 노이즈를 감소시킨 후, 상기 노이즈가 감소된 표면근전도의 진폭에 대한 절대치의 증가 정도로써 근육의 수축 정도를 평가함으로써 상기 뇌 활성화도 특징을 간접적으로 검출하는 것을 특징으로 한다.
- [0025] 또한, 상기 검출된 뇌활성도 특징들로부터 재활로봇의 제어모형을 개발하는 모형단계는, 검출된 특징들을 이용하여 사용자의 재활훈련 의도 여부를 학습시키는 모형학습 단계, 및 학습된 모형의 정확도를 재활로봇의 작동 여부로 테스트하는 모형테스트 단계를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0026] 또한, 상기 재활훈련 의도 여부를 판단하는 판단단계는, 재활하려는 부위가 중증이 아닐 경우에는, 뇌파의 기준 상태 대비 재활상태의 알파대역 파워 변화를 고려하여 재활훈련 의도 여부를 판단하고, 재활하려는 부위가 중증일 경우에는, 뇌파의 알파대역 파워 변화 뿐만 아니라 재활하려는 근육의 표면근전도 진폭 절대치 변화를 함께 고려하여 재활훈련 의도 여부를 판단하는 것을 특징으로 한다.
- [0027] 또한, 상기 콘텐츠 피드백단계는, 상기 콘텐츠 제시단계의 재활상태에서 시작 전 제시된 원래 명암도의 30~50% 범위에서의 동영상 콘텐츠에 대해, 재활훈련 의도가 ‘여’로 판단되는 동안에는 원래 명암도의 100%로 복원한 동영상 콘텐츠로 사용자에게 피드백시키는 것을 특징으로 한다.
- [0028] 또한, 상기 로봇 피드백단계는, 재활훈련 의도가 ‘여’로 판단되는 동안에 로봇의 재활보조 기능을 작동시켜서 사용자에게 피드백시키는 것을 특징으로 한다.
- [0029] 또한, 상기 뇌활성도 피드백단계는, 기준상태의 뇌파 파워 대비 재활상태의 동작관찰 및 운동상상 동시 수행에 따른 뇌파 파워 변화의 백분율을 히스토그램으로 시각화하여 사용자에게 피드백시키는 것을 특징으로 한다.

[0030] 또한, 상기 재활상태에서는 동작관찰 및 운동상상 동시 수행을 위한 동영상상을 제시하고, 상기 동영상상 제시시, 대상 물체 없이 맨손으로 움직이는 동영상과 함께, 거울뉴런의 특성 기반 사용자 뇌활성도 촉진을 위해 물체를 쥐거나 놓는 상황을 마음속으로 영상화하도록 음성으로 안내하는 것을 특징으로 한다.

[0031] 본 발명의 일실시예에 따른 뇌-로봇 인터페이스 장치는 뇌-로봇 인터페이스 방법을 수행하는 장치로서, 사용자에게 재활훈련을 위한 콘텐츠를 제시하는 콘텐츠 제시부; 콘텐츠에 반응하는 사용자의 생체신호를 획득하는 생체신호 획득부; 획득한 생체신호로부터 노이즈를 저감시킨 뒤, 사용자의 재활훈련 의도 특징을 검출하는 생체신호 처리부; 처리된 데이터로부터 재활로봇의 작동 여부 제어모형을 개발하는 모형부; 개발된 모형부를 처리된 데이터에 적용하여 사용자의 재활훈련 의도를 판단하는 재활훈련 의도 판단부; 판단된 결과를 사용자에게 시청각 콘텐츠로 피드백시키는 콘텐츠 피드백부, 판단된 결과를 사용자에게 로봇제어로 피드백시키는 로봇 피드백부; 및 재활훈련 과정에서의 뇌 활성도 변화상태를 사용자에게 피드백시키는 뇌 활성도 피드백부;를 포함한다.

발명의 효과

[0032] 상기와 같은 구성에 의한 본 발명의 상지 재활 뇌 가소성 촉진을 위한 뇌 활성도 피드백 기반 뇌-로봇 인터페이스 방법 및 장치는 사용자의 경증 운동 장애뿐만 아니라 운동 기능이 없는 중증 환자들이 편측부전마비가 된 상지를 온라인 환경에서 실시간으로 그들이 원하는 의도대로 움직이는 것을 도울 수 있는 효과가 있다.

[0033] 상세하게는, 사용자의 상지 재활에 있어서 로봇이 치료사가 미리 설정한 프로그램에 따라 수행되지 않고 사용자의 뇌파에서 검출된 사용자 자신의 재활훈련 의도, 즉 ‘동작관찰(AO) 및 운동 상상(MI) 동시 수행’, 에 의하여 제어되므로 사용자의 집중력이 떨어지지 않고 사용자의 자발적 운동 계획성이 충분히 개발될 수 있는 효과가 있다.

[0034] 또한, 동작관찰(AO) 그 자체만으로도 재활에 긍정적 효과를 이끌어 낼 수 있지만, 운동상상(MI)을 통하여 동작관찰(AO)과 동작명령(AC) 및 동작실행(AE)을 연결함으로써, 즉 환자에게 방금 관찰한 동작을 실습시킴으로써, 최적의 재활을 돕는 효과가 있다.

[0035] 또한, 운동상상(MI)만으로 동작관찰(AO)과 동작명령(AC) 및 동작실행(AE)을 연결함으로써 최적의 재활을 도울 수 있지만, 동작관찰(AO) 후 운동상상(MI)을 할때에, 또 다시 동작관찰(AO)과 이에 따른 동작실행(AE)에 수반되는 느낌과 감각을 상상하는 운동상상(MI)을 동시에 수행함으로써 일차 감각 운동 영역(primary sensorimotor areas), 후두정피질(posterior parietal cortex), 및 등쪽 전운동피질(dorsal premotor cortex)을 더욱 강하게 활성화시킬 수 있는 효과가 있다.

[0036] 또한, ‘동작관찰(AO) 및 운동상상(MI) 동시 수행’ 과정에서 맨손으로 허공을 움켜잡는 영상을 제시하는 경우에, 음성으로 어떤 물체(예: 고무공, 컵 등)를 움켜잡는 상황을 상상하도록 안내함으로써(즉, 신체의 일부(손, 발, 입)가 목표-지향적인 운동을 수행하는 것을 관찰할 때만 거울뉴런(mirror neuron) 시스템이 활성화되는 특성을 활용함으로써), 뇌 가소성을 촉진시키는 효과가 있다.

[0037] 또한, 상기 ‘동작관찰(AO) 및 운동상상(MI) 동시 수행’ 을 위한 동영상상 제시 시작 이후에는 상기 동영상상 제시 시작 이전 원래 명암도의 30-50% 범위의 고정된 명암도로 제시했다가 ‘동작관찰(AO) 및 운동상상(MI) 동시 수행’ 에 상응하는 뇌 활성이 검출되는 동안에(즉, 상기 사건관련비동기화(event related desynchronization: ERD)가 검출되는 동안에), 상기 동영상상 제시 시작 이전 원래 명암도의 100%로 복원시켜서 제시되도록 피드백되는 콘텐츠에 시각적 변화를 주고(즉, 감각 피드백), 이와 동시에 뇌 가소성을 촉진시키기 위하여 재활 로봇을 작동시킴으로써(즉, 운동 피드백) 환자에게 효율적으로 재활이 일어남을 확신시켜서 그 재활의 요령을 터득하게 하는 효과가 있다.

[0038] 또한, 시계열 생체신호의 평균값으로 관측치를 대체하는 방식인 이동 평균(moving average)을 통하여 이상하게 튀는 값을 평활화(smoothing)하거나, 노이즈가 심한 환경에서는 현재 시계열 생체신호에 혼입되는 노이즈가 어떤 특정한 분포를 따른다고 가정하고 해당 분포의 값을 시계열 데이터에서 제거함으로써 on-line BCI 구현이 가능하도록 노이즈를 실시간으로 감소시키는 효과가 있다.

[0039] 또한, 뇌 활성도 분석에 필요한 뇌파 power 계산을 위한 신호처리를, 시계열 뇌파를 입력받아서 알파대역(8-13 Hz)만 통과하도록 Butterworth 필터를 설계하고, 뇌파 전압의 공급이 뇌파 power에 비례하며 알파대역 power는 뇌 활성도에 반비례하므로, 상기 Butterworth 필터를 통과한 알파대역 뇌파 전압의 공급이 감소한 정도로써 뇌 활성도를 평가함으로써 BCI-로봇 시스템에서 요구되는 실시간 신호처리 효과가 있다.

- [0040] 또한, 뇌졸중 환자는 뇌 피질의 손상이 증가할수록 병소 주위의 뇌 피질 활성화를 조절하는 능력이 감소하므로 뇌 가소성이 손상된 상지의 대측성 피질(contralateral cortex)이 아닌, 병소 부위의 대측성 피질(contralesional cortex)에서 진행될 수 있으므로 contralateral cortex 부위의 알파 대역 뇌파 power 감소뿐만 아니라 contralesional cortex 부위의 알파 대역 뇌파 power 감소를 관찰해야 하고, 또한 재활하려는 근육의 피부표면에서 표면근전도 진폭의 절대치(magnitude)를 함께 평가함으로써 병소 부위가 심한 중증의 환자인 경우에도 ‘동작관찰(AO) 및 운동상상(MI) 동시 수행’이 올바르게 수행되는지 그 평가의 신뢰도를 높이는 효과가 있다.
- [0041] 또한, 표면근전도 측정시 동일한 위치에서 기준상태의 측정값에 대한 백분율을 산출하여 근육의 활성화 정도를 평가함으로써 측정 위치에 따른 근전도 측정치의 편차를 감소시키는 효과가 있다.
- [0042] 또한, 뇌졸중 등으로 인한 병소부위가 심하게 손상되었거나 재활훈련을 수행중인 만성적인(chronic) 환자일 경우, 뇌 가소성이 손상된 부위를 피해서 진행되는 경향이 있으며, 이미 진행된 뇌 가소성으로 인하여 재활훈련 의도가 일어나더라도 두정-전두 거울 시스템에 부착된 전극에서 재활훈련 의도가 검출되지 않을 수 있고, 두정-전두 거울 시스템이 활성화되더라도 뇌 활성을 간접적으로 나타내는 목표 근육의 표면근전도에서 재활훈련 의도가 검출되지 않을 수 있으므로, 이러한 환자의 재활훈련 의도 여부는 ‘동작관찰 및 운동상상 동시 수행’ 여부뿐만 아니라, 동작의도 여부, 동작계획 여부, 또는 동작명령 여부 중에서 어느 하나라도 “여”이면(=일어나면) 재활훈련 의도가 발생한 것으로 판단함으로써 중증 뇌졸중 환자의 재활훈련 의도 측정의 어려움을 해결하는 효과가 있다.
- [0043] 또한, 훈련과정이 각본에 짜여진 지루한 방식이 아니라 훈련동안의 뇌 활성화도 변화를 뇌 활성화도 피드백을 통하여 실시간으로 시각화시켜서 히스토그램으로 보여주고, 각 시도에 따른 성공 여부를 시도(trial) 할때 마다 누적 점수(보상과 처벌)로 피드백시킴으로써 사용자가 집중력을 가지고 그 이전의 일련의 훈련반응 이력에 대한 기록을 참고함에 따라, 목표 달성을 위한 훈련 요령을 스스로 터득할 수 있도록 시행착오를 통한 학습의 효과를 높일 수 있는 강화학습(Reinforcement Learning) 효과가 있다.
- [0044] 또한, 훈련과정에서 시도(trial) 할때 마다 성공 여부를 색상 정보(정보색)와 소리 정보(정보음)로 제공함으로써 훈련의 효과를 높이는 장점이 있다.

도면의 간단한 설명

- [0045] 도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 상지 재활 뇌가소성 촉진을 위한 뇌활성도 피드백 기반 뇌-로봇 인터페이스 장치의 기본 구성을 설명한 도면이다.
- 도 2는 본 발명의 일실시예에 따른 사용자의 뇌 가소성을 촉진시키기 위한 재활로봇의 제어모형 개발 과정에서 사용자에게 동영상 을 제시하는 순서를 나타낸 도면이다.
- 도 3은 본 발명의 일실시예에 따른 ‘동작관찰 및 운동상상 동시 수행’ 과정에서 사용자에게 ‘동작관찰 및 운동상상 동시 수행’이 올바르게 일어났음을 시각적으로 피드백시키기 위한, 콘텐츠피드백단계를 나타낸 도면이다.
- 도 4는 본 발명의 일실시예로서 두정-전두 거울 시스템(P-F mirror system)을 나타낸 도면이다.
- 도 5는 본 발명의 일실시예로서 상지 재활을 위한 인터랙티브 뇌-로봇 인터페이스에 필요한 뇌파 전극 위치를 나타낸 도면이다.
- 도 6은 본 발명의 일실시예로서 뇌졸중 환자의 마비된 좌측손의 대측성 피질이면서 동시에 병소의 동측성 피질과 마비된 좌측손의 동측성 피질이면서 동시에 병소의 대측성 피질을 각각 나타낸 도면이다.
- 도 7은 본 발명의 일실시예로서 사용자의 재활훈련 의도(A, B), 동작의도(C), 및 동작명령(D)이 활성화되는 피질 부위에 해당하는 뇌파 전극위치에서 기준상태와 재활상태(동작관찰 및 운동상상 동시 수행) 각각에서 뇌파의 시간-주파수 특성을 나타낸 도면이다.
- 도 8은 본 발명의 일실시예로서 사용자의 재활훈련 의도 및 동작실행(AE)을 반영하는 표면근전도 전극위치에서 기준상태와 재활상태(동작관찰 및 운동상상 동시 수행) 각각에서 표면근전도 진폭 절대치의 시간-주파수 특성을 나타낸 도면이다.
- 도 9는 본 발명의 일실시예로서 사용자가 재활훈련 과정에서 어떻게 하면 재활훈련 의도에 상응하는 뇌 활성화

가 올바르게 일어날 수 있는지를 스스로 터득할 수 있도록 뇌 활성도를 피드백시켜주기 위한 히스토그램을 나타낸 도면이다.

도 10은 본 발명의 일실시예로서 상지 재활 뇌 가소성 촉진을 위한 뇌 활성도 피드백 기반 뇌-로봇 인터페이스 방법을 도시한 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0046] 이하 첨부한 도면들을 참고하여 본 발명의 상지 재활 뇌가소성 촉진을 위한 뇌활성도 피드백 기반 뇌-로봇 인터페이스 방법 및 장치를 상세히 설명한다. 다음에 소개되는 도면들은 당업자에게 본 발명의 사상이 충분히 전달될 수 있도록 하기 위해 예로서 제공되는 것이다. 따라서, 본 발명은 이하 제시되는 도면들에 한정되지 않고 다른 형태로 구체화될 수도 있다. 또한, 명세서 전반에 걸쳐서 동일한 참조번호들은 동일한 구성요소들을 나타낸다.
- [0047] 이때, 사용되는 기술 용어 및 과학 용어에 있어서 다른 정의가 없다면, 이 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 통상적으로 이해하고 있는 의미를 가지며, 하기의 설명 및 첨부 도면에서 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있는 공지 기능 및 구성에 대한 설명은 생략한다.
- [0048] 도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 상지 재활 뇌 가소성 촉진을 위한 뇌 활성도 피드백 기반 뇌-로봇 인터페이스 장치의 구성도이다. 도 1을 참고하면, 본 발명의 일실시예에 따른 상지 재활 촉진을 위한 뇌 활성도 피드백 기반 뇌-로봇 인터페이스 장치(이하 ‘뇌-로봇 인터페이스 장치’로 약칭함)(100)는, 제시부(110), 획득부(120), 처리부(130), 모형부(140), 판단부(150), 콘텐츠피드백부(160), 로봇피드백부(170), 및 뇌활성도피드백부(180)를 포함하여 구성할 수 있다.
- [0049] 도 1의 제시부(110)는, 도 2에서와 같이 사용자의 재활훈련 의도 검출시 재활로봇이 작동되도록 로봇 제어모형을 개발하기 위한 모형학습 단계와 상기 학습으로 개발된 제어모형의 신뢰도 평가를 위한 모형테스트 단계로 구성된다. 상기 모형학습 단계에는 재활용 로봇손을 착용하지 않지만, 상기 모형테스트 단계에서는 재활용 로봇손을 착용한다. 상기 모형학습 단계의 각(each) 시도(trial)에서 재활상태 동안 활성화 되는 두정-전두 거울 시스템의 뇌파 전극위치에서 하기의 수학적 식 1을 적용하여 기준상태에 비하여 재활상태의 알파대역 power가 20% 이상 감소를 0.5초 이상 지속할 경우 그 시도(trial)의 시계열 뇌파 및 표면근전도 데이터에는 ‘Label 1’을 부여하고, 그렇지 못한 시도(trial)의 시계열 뇌파 및 표면근전도 데이터에는 ‘Label 0’을 부여하여 상기 로봇 제어모형 개발을 위한 입력 데이터로 준비한다. 그런 뒤, Support Vector Machine (SVM) 등의 머신러닝을 이용한 모형개발을 할 경우에는 상기 ‘Label 1’과 ‘Label 0’을 가장 잘 구분할 수 있는 특징들을 머신러닝에 입력시키고, Long Short term Memory (LSTM) 신경망 등 딥러닝을 이용한 모형개발을 할 경우에는 ‘Label 1’과 ‘Label 0’ 각각의 시계열 데이터 자체를 딥러닝에 입력시킨다. 상기 2가지 제시단계(즉, 모형학습을 위한 제시단계 및 모형테스트를 위한 제시단계) 각각은 상기 재활훈련을 준비하기 위한 동영상 제시(빈화면: 4~6초 범위에서 변화)와 거울뉴런 기반 뇌가소성 촉진을 위한 동영상 제시(동작관찰(AO): 2~3초 범위에서 고정), 사용자의 기준(reference) 상태를 측정하기 위한 동영상 제시(‘+’에 시선 고정: 2~3초 범위에서 고정), 및 사용자에게 상기 동작관찰(AO) 동영상의 명암도를 동영상 제시전 원래 명암도의 30~50% 범위에서 고정시켜 제시하면서 동시에 사용자에게 관찰되는 동작이 실행될 때 수반될 수 있는 감각을 느끼면서 운동상상(MI)을 하도록 하여 뇌 가소성 촉진이 더욱 활발해짐에 따른 뇌 활성도가 검출되는 동안에 사용자에게 뇌 가소성이 활발하게 촉진되고 있음을 확신시켜주기 위하여 상기 제시되고 있는 동영상의 명암도(동영상 제시전 원래 명암도의 30~50% 범위에서 고정)를 동영상 제시전 원래 명암도의 100%로 복원하여 피드백시켜주는 동영상 제시(이하 콘텐츠피드백 제시: 2~3초 범위에서 고정) 및 운동상상으로부터 회복(2초)을 포함하는 재활상태(4~5초 고정)로 구성된다.
- [0050] 또한, 목표-지향적인 운동을 수행하는 것을 관찰할 때만 활성화되는 거울뉴런(mirror neuron) 시스템의 특성을 활용하기 위하여 사용자에게 도 2의 동영상을 제시할 때에 “손으로 무엇(예: 고무공, 컵 등)을 움켜잡는 것을 상상하도록” 음성으로 안내하는 시청각 콘텐츠를 제시한다.
- [0051] 도 3을 참고하면, 본 발명의 일실시예로서 동작관찰(AO) 동영상의 명암도를 30~50% 범위에서 고정시켜 제시하면서(도 3A) 사용자에게 관찰한 동작에 따라 운동상상(MI)을 하도록 했을 때, 손으로 무엇(예: 고무공, 컵 등)을 움켜잡는 상상과 더불어 수반될 수 있는 감각을 느끼면서 운동상상(MI)을 하도록 했을 때, 사용자의 뇌파로부터 분석한 사건관련비동기화(event related desynchronization: ERD)가 상기 ‘동작관찰 및 운동상상’ 동시수행 직전의 기준(reference) 상태에 비하여 감소하는 비율(ERD%)이 20% 이상으로서 0.5초 이상 지속될 때 재활훈련 의도가 발생한 것으로 간주하여 상기 동영상의 명암도를 원래의 100%로 복원시켜서 사용자에게 피드백시키

는(도 3B) 콘텐츠 피드백단계를 나타낸다. 상기 ERD%는 하기의 수학적 식 1로부터 산출할 수 있다.

[수학적 식 1]

$$ERD\% = (EEG_{MI} - EEG_R) / EEG_R \times 100 [\%]$$

여기에서,

ERD%: 기준상태의 뇌파 power 대비 재활상태의 ‘동작관찰 및 운동상상 동시 수행’에 따른 사건관련비동기화된 뇌파 power 변화의 백분율

EEG_{MI}: 재활상태의 ‘동작관찰 및 운동상상 동시 수행’ 구간에서 0.05초씩 이동하는 0.1초 윈도우에 대한 알파 대역 power의 평균

EEG_R: ‘동작관찰 및 운동상상 동시 수행’ 직전의 기준상태 구간에서 알파대역 power의 평균

도 2를 참고하면, 본 발명의 일 실시 예로서 모형학습 제시단계는 80회(사용자가 변경 가능) 반복 제시하고, 학습된 모형의 신뢰도 평가를 위한 모형테스트 제시단계는 20회(사용자가 변경 가능) 반복 제시하며, 테스트 결과의 정확도가 80%(사용자가 변경 가능) 미만이면 상기 모형학습 제시단계 및 모형테스트 제시단계를 반복하고, 상기 정확도가 80% 이상이 되면 상기 모형테스트 제시단계와 동일한 패러다임으로 사용자가 설정한 횟수 만큼 재활훈련을 반복한다(도 10 참고).

도 1의 획득부(120)를 참고하면, 본 발명의 일 실시 예로서 생체신호 획득은, 도 2의 제어모형 개발용 모형학습 제시단계를 처음 시작하기 전에 뇌파는 도 5에서와 같이 10-10 system 전극배치에 따라 모노폴라(monopolar) 방식으로 전극이 부착된 헤드셋을 착용하여 획득하고, 표면근전도는 재활하려는 근육의 피부표면에(본 발명의 예로서 주먹을 쥐 때는 flexor carpi radialis 근육의 피부표면에, 주먹을 펼 때는 extensor carpi radialis 근육의 피부표면에) 바이폴라(bipolar) 방식으로 전극을 부착하여 획득한다.

더욱 상세하게는, ‘동작관찰(AO) 및 운동상상(MI) 동시수행’은 도 4에 나타난 두정-전두 거울 시스템(Parietofrontal Mirror System: P-F 거울 시스템; P-F MS)에 전극을 부착하여 뇌파를 획득한다.

구체적으로, 도 4와 도 5를 참고하면, 재활훈련 의도는 두정-전두 거울 시스템(P-F 거울 시스템: P-F MS)에서 측정하며, 더욱 상세하게는 P-F 거울 시스템을 구성하는 두정 거울뉴런 시스템에서는 하두정소엽(inferior parietal lobule: IPL)에 해당하는 P3와 P4에 부착하고, P-F 거울 시스템을 구성하는 전두 거울뉴런 시스템에서는 복측전운동피질(premotor cortex, mostly its ventral part: PMV) 및 하전두회 꼬리 부분(the caudal part of the inferior frontal gyrus: IFG)에 해당하는 FC3와 FC4에 전극을 부착하여 뇌파를 획득한다.

또한, 동작의도(AI)는 후두정피질(PPC)에 속하는 두정 거울뉴런 시스템(Parietal Mirror Neuron System)의 하두정소엽(IPL)에 해당하는 P3와 P4에 부착하고, 동작계획(action planning: AP)은 전운동피질(premotor cortex)에 해당하는 FC3와 FC4에 부착하고, 동작명령(action command: AC)은 일차운동피질(primary motor cortex)에 해당하는 C3와 C4에 부착하여 뇌파를 획득한다.

또한, 기준전극은 양쪽 컷볼의 A1과 A2에 각각 부착한 뒤 연결하고, 접지전극은 정수리 부위(Cz)에 부착하는 것을 특징으로 한다.

또한, 상기 사용자의 근전도 전극 부착단계는, 재활하려는 근육의 피부표면에(본 발명의 예로서 주먹을 쥐 때는 flexor carpi radialis 근육의 피부표면에, 주먹을 펼 때는 extensor carpi radialis 근육의 피부표면에) 바이폴라(bipolar) 방식으로 표면근전도(sEMG) 전극을 부착하는 것을 특징으로 한다.

도 6을 참고하면, 중증의 뇌졸중 환자에서는 뇌 피질의 손상이 증가할수록 병소 주위의 뇌 피질 활성화를 조절하는 능력이 감소하므로 뇌 가소성은 마비된 상지의 대측성 피질(contralateral cortex)이 아닌 동측성 피질(ipsilateral cortex), 즉 병소의 대측성 피질(contralesional cortex), 에서 진행될 수 있으므로 특정한 영역의 뇌파만 분석해서는 뇌 가소성 또는 운동상상(MI)이 올바르게 수행되는지 알 수 없다.

본 발명에서는 상기 문제점을 해결하기 위하여 중증의 환자로서 병소 부위가 심하게 손상된 경우, 재활훈련 의도를 판단하기 위하여 뇌파뿐만 아니라, 재활하려는 근육에 상응하는 피부 표면에서 측정된 표면근전도(sEMG)로부터 동작실행(action execution: AE) 여부를 판단함으로써(중증의 환자일수록 재활하려는 근육(목표 근육)으로 운동신경의 신호 전달이 잘 안될 것이므로, 만약 중증 환자에서 목표 근육의 표면근전도가 증가했다고 하면 재활훈련 의도(또는 동작의도)에 의하여 뇌 가소성이 일어나고 있다고 판단할 수 있기 때문임) 상기 재활훈련 의

도 여부를 판단하는 것을 특징으로 한다.

- [0069] 또한, 상기 표면근전도로부터 상기 동작실행(AE) 여부를 판단하는 방법은, 상기 표면근전도 전극위치의 표면근전도 진폭(amplitude)에 대한 절대치(magnitude)를 계산한 결과에서, 상기 기준상태의 표면근전도 절대치에 비하여 상기 재활상태의 표면근전도 절대치가 설정치(예: 20% 이상 증가를 0.5초 이상 유지)를 만족시키면 “여”로 판단하고, 그렇지 못하면 “부”로 판단하는 것을 특징으로 한다.
- [0070] 또한, 중증의 뇌졸중 환자는 뇌 가소성이 손상된 부위를 피해서 진행되는 경향이 있으므로 ‘동작관찰 및 운동상상 동시 수행’ 구간에서 두정-전두 거울 시스템에 해당하는 뇌파전극 위치에서만 재활훈련 의도 여부를 판단하는 것이 아니라, 동작의도 여부, 동작계획 여부, 또는 동작명령 여부에 해당하는 뇌파 전극위치의 어느 한 곳에서라도 “여”이면(=일어나면), 즉 일실시예로서 상기 수학식 1로부터 계산한 ERD%가 20% 이상 감소를 0.5초 이상 유지하면, 재활훈련 의도가 발생했다고 판단하는 것을 특징으로 한다.
- [0071] 또한, 상기 뇌파 power로부터 재활훈련 의도 여부를 판단하기 위한 설정치와 상기 표면근전도 진폭의 절대치로부터 재활훈련 의도 여부를 판단하기 위한 설정치 각각은 사용자가 대상자(예: 뇌졸중 환자)에 대한 실험을 통하여 기준상태에 비하여 재활상태에서 통계적으로 유의하게 감소(뇌파인 경우) 또는 증가(표면근전도인 경우)한 값을 설정치로 결정하는 것을 특징으로 한다.
- [0072] 도 1의 처리부(130)를 참고하면, 본 발명의 일실시 예로서 생체신호 처리는, 생체신호에 혼입된 노이즈를 on-line BCI 구현이 가능하도록 실시간으로 감소시키기 위하여 시계열 생체신호의 평균값으로 관측치를 대체하는 방식인 이동 평균(moving average)을 통하여 이상하게 튀는 값을 평활화(smoothing)하여 노이즈를 감소시키거나, 노이즈가 심한 환경에서는 현재 시계열 생체신호에 혼입되는 노이즈가 어떤 특정한 분포를 따른다고 가정하고 해당 분포의 값을 시계열 데이터에서 제거함으로써 노이즈를 감소시키는 방식을 특징으로 한다.
- [0073] 또한, 뇌 활성도를 on-line BCI 구현이 가능하도록 실시간으로 분석하기 위하여, 시계열 뇌파를 입력받아서 알파대역(8-13 Hz)만 통과하도록 Butterworth 필터를 설계하고, 뇌파 전압의 제곱이 뇌파 power에 비례하고 알파대역 power는 뇌 활성도에 반비례하므로, 상기 Butterworth 필터를 통과한 알파대역 뇌파 전압의 제곱이 감소한 정도으로써 뇌활성도를 평가한다(베타대역(13-30 Hz)은 사건관련 비동기화(event related desynchronization: ERD) 후에 나타나는 사건관련 동기화(event related synchronization: ERS)를 잘 반영하는데, ERS는 실시간 뇌-컴퓨터 인터페이스(BCI) 수행에 적합하지 않으므로(즉, ERS는 동작의도 또는 동작수행을 늦게 반영하므로), 노이즈 저감을 위하여 ERD 관측에 꼭 필요한 8-13 Hz 대역만 통과시킴).
- [0074] 또한, 어떤 근육의 활성화 정도는 그 근육에 상응하는 피부 표면에서 측정되는 표면근전도(sEMG) 진폭의 절대치에 비례하므로, 재활하려는 근육의 피부표면에(본 발명의 예로서 주먹을 쥐 때는 flexor carpi radialis 근육의 피부표면에, 주먹을 펼 때는 extensor carpi radialis 근육의 피부표면에) 바이폴라(bipolar) 방식으로 전극을 부착하여 획득한 표면근전도에, 상기 이동 평균(moving average)을 적용하여 이상하게 튀는 값을 평활화(smoothing)하여 노이즈를 감소시키거나, 노이즈가 심한 환경에서는 현재 시계열 생체신호에 혼입되는 노이즈가 어떤 특정한 분포를 따른다고 가정하고 해당 분포의 값을 시계열 데이터에서 제거하는 방식으로 노이즈를 감소시킨 뒤, 노이즈가 감소된 표면근전도의 진폭에 대한 절대치의 증가 정도으로써 근육의 활성화 정도를 평가한다. 즉, 재활훈련 의도는 거울유린 특징에 의하여 뇌 활성뿐만 아니라 재활 목표 근육을 수축시키므로 그 수축 정도(sEMG%)는 하기의 수학식 2로부터 산출할 수 있다.
- [0075] 또한, 본 발명의 일실시 예로서 재활하려는 근육의 피부표면에(본 발명의 예로서 주먹을 쥐 때는 flexor carpi radialis 근육의 피부표면에, 주먹을 펼 때는 extensor carpi radialis 근육의 피부표면에) 바이폴라(bipolar) 방식으로 전극을 부착하여 측정하더라도 구체적인 전극부착 위치에 따라 표면근전도의 차이가 발생하므로 그 변동을 최소화시키기 위하여 하기의 수학식 2에서와 같이 재활훈련 의도 구간에서 측정된 표면근전도 진폭의 절대치 평균을 동일한 전극위치의 기준상태 구간에서 평균한 값으로 규격화시켜서 구한다.
- [0077] [수학식 2]
- [0078]
$$sEMG\% = (sEMG_{MI} - sEMG_R) / sEMG_R \times 100 [\%]$$
- [0079] 여기에서,
- [0080] sEMG%: 기준상태의 재활 근육에 대한 표면근전도 진폭의 절대치 대비 재활상태(동작관찰 및 운동상상 동시 수행)의 재활 근육에 대한 표면근전도 진폭 절대치 변화의 백분율

- [0081] sEMG_M: 동작관찰 및 운동상상을 동시에 수행하는 구간에서 0.05초씩 이동하는 0.1초 윈도우에 대한 재활하려는 근육에서의 표면근전도 진폭 절대치의 평균
- [0082] sEMG_R: 재활상태(동작관찰 및 운동상상 동시 수행) 직전의 기준상태에서 재활 근육에 대한 표면근전도 진폭 절대치의 평균
- [0084] 도 7을 참고하면, 본 발명의 일실시예로서 좌측 상지를 재활하기 위하여 도 5의 10-10 전극배치에서 우측 대뇌 반구에 위치하는 전극들에서 시간-주파수 특성(event-related spectral perturbation: ERS)을 분석한 결과를 나타낸다. 즉, 재활훈련 의도와 관련된 하두정소엽(IPL)(도 7A; P4)과 복측전운동피질(PMV) 및 하전두회(IFG)의 꼬리부분(도 7B; FC4), 동작의도와 관련된 후두정피질에 속하는 하두정소엽(도 7C; P4), 및 동작명령과 관련된 일차운동피질(도 7D; C4) 각각에서 기준상태에 비하여 재활상태의 동작관찰 및 운동상상 동시 수행 구간에서 알파대역의 뇌파 power가 뚜렷하게 감소함을 나타낸다.
- [0085] 또한 도 8을 참고하면, 본 발명의 일실시예로서 재활하려는 근육의 피부표면에(본 발명의 예로서 주먹을 쥘 때는 flexor carpi radialis 근육의 피부표면에, 주먹을 펼 때는 extensor carpi radialis 근육의 피부표면에) 바이폴라(bipolar) 방식으로 전극을 부착하여 획득한 표면근전도에 대한 시간-주파수 특성으로서 Event-related spectral perturbation (ERS)을 분석한 결과, 기준상태에 비하여 재활상태의 동작관찰 및 운동상상 동시 수행 구간에서 표면근전도의 power가 뚜렷하게 증가함을 나타낸다.
- [0086] 본 발명의 일실시예로서 도 1의 모형부(140)는, 도 1의 제시부(110)를 구성하는 모형학습 단계와 모형테스트 단계 각각에서 도 1의 획득부(120)를 통하여 획득된 생체신호로부터 도 1의 처리부(130)를 통하여 검출된 뇌활성도 특징들을 이용하여 재활로봇의 제어모형을 개발하게 된다. 본 발명의 일실시예로서 도 1의 모형부(140)를 참고하면, 상기 도 1의 제시부(110)에 상세하게 기술한 방식으로 도 2의 모형학습 단계를 통하여 사용자가 재활로봇 손을 착용하지 않은 상태에서 모형을 학습하게 된다.
- [0087] 그런 뒤, 도 2의 모형학습 단계에서 학습된 로봇제어 모형을 테스트하는 모형테스트 단계는,
- [0088] 도 2를 참고하면, 사용자에게 재활로봇 손을 착용시킨 뒤 모형학습 단계에서 제시한 순서(준비상태(빈 화면) --> 동작관찰 --> 기준상태 --> 재활상태)와 동일하게 동영상 을 제시할 때, 재활상태의 ‘동작관찰 및 운동상상 동시 수행’ 동영상 제시 구간에서 로봇의 작동 여부를 테스트(즉, ‘동작관찰 및 운동상상 동시 수행’ 동영상의 명암도가 동영상 제시 전 원래 명암도의 30~50% 범위의 고정된 명암도로부터 원래 명암도의 100%로 복원될 때 로봇이 작동되는지를 테스트) 하는 것을 특징으로 한다.
- [0089] 도 10을 참고하면, 테스트 결과의 정확도가 80% 미만일 경우 상기 모형개발 단계를 다시 수행함에 있어서, 상기 로봇제어 모형을 수정한 뒤 상기 모형테스트 단계를 다시 수행하는 방식으로 그 결과의 정확도가 80% 이상으로 될때까지 상기 모형학습 및 모형테스트를 반복적으로 수행하고, 80% 이상이 되면 로봇제어 모형의 신뢰성이 입증된 것으로 간주하여 이후에는 상기 모형개발 단계를 거치지 않고 상기 로봇제어 모형을 재활훈련에 적용한다.
- [0090] 또한, 도 1의 판단부(150)는 상기 처리부(130)에서 처리된 생체신호를 분석하여 사용자의 재활훈련 의도를 판단한다. 즉, 수학식 1로부터 계산된 사용자의 사건 관련 비동기화(event related desynchronization: ERD) 뇌파 power 변화의 백분율이 ‘-’ 방향으로 20% 이상으로서 0.5초 이상 지속되거나, 수학식 2로부터 계산된 사용자의 재활 근육에 대한 표면근전도 진폭 절대치 변화의 백분율이 ‘+’ 방향으로 20% 이상으로서 0.5초 이상 지속될 때, 재활훈련 의도가 발생한 것으로 판단한다.
- [0091] 도 1의 콘텐츠피드백부(160)는 상기 판단부(150)에서 사용자의 재활훈련 의도가 있는 것으로 판단되면, 사용자에게 재활훈련이 올바르게 수행되고 있음을 확인시키기 위하여, 도 3에서와 같이 명암도가 원래의 30~50% 범위에서 고정된 동영상(도 3A)을 원래 명암도의 100%로 복원시킨 동영상(도 3B)으로 변환시켜서 사용자에게 피드백시키고(시각피드백), 이와 동시에 도 1의 로봇피드백부(170)는 로봇손을 동작시켜서(운동피드백) 로봇의 재활보조 타이밍을 재활훈련 의도가 발생하는 시점에 동기화시켜서 뇌 가소성의 촉진을 극대화시킴으로써 재활훈련이 효율적으로 수행되도록 돕는다.
- [0092] 또한, 도 1의 뇌활성도피드백부(180)는 두정-전두 거울 시스템(P-F MS)에 해당하는 각각의 뇌파 전극위치에서 재활훈련 의도가 판단된 결과(즉, 재활훈련 의도가 있는 것으로 판단되는 의미는 ‘동작관찰 및 운동상상 동시 수행’ 을 올바르게 수행하고 있음을 나타내고 결과적으로 뇌 가소성이 촉진되고 있음을 나타냄)를 도 9와 같이 히스토그램으로 피드백시켜서 사용자가 재활훈련을 하는 동안 누적점수가 증가할 수 있도록 강화학습(reinforcement learning: RL)을 통하여, ‘동작관찰 및 운동상상 동시수행’ 을 올바르게 할 수 있는, 즉 뇌 가

소성을 촉진시킬 수 있는, 요령을 스스로 터득할 수 있도록 돕는다.

[0093] 마지막으로, 도 10에 나타난 본 발명의 흐름도를 참고하면, 뇌-로봇 인터페이스 장치는 사용자에게 생체신호(뇌파 및 표면근전도) 전극부착 및 시청각콘텐츠 제시단계, 생체신호 획득단계, 획득된 생체신호로부터 노이즈를 저감시킨 뒤 재활훈련 의도에 상응하는 뇌 활성 특징을 검출하는 생체신호 처리단계, 검출된 특징들을 이용한 로봇 제어모형 개발을 위한 모형단계, 및 상기 모형단계에서 모형테스트 정확도가 80% 이상일 경우 개발된 모형을 탑재한 로봇으로 설정된 횟수(예: 100회)만큼 재활훈련을 반복한 뒤 종료하는 것을 특징으로 한다.

[0094] 이상과 같이 본 발명에서는 구체적인 구성 요소 등과 같은 특정 사항들과 한정된 실시예 도면에 의해 설명되었으나 이는 본 발명의 보다 전반적인 이해를 돕기 위해서 제공된 것일 뿐, 본 발명은 상기의 일실시예에 한정되는 것이 아니며, 본 발명이 속하는 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이러한 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다.

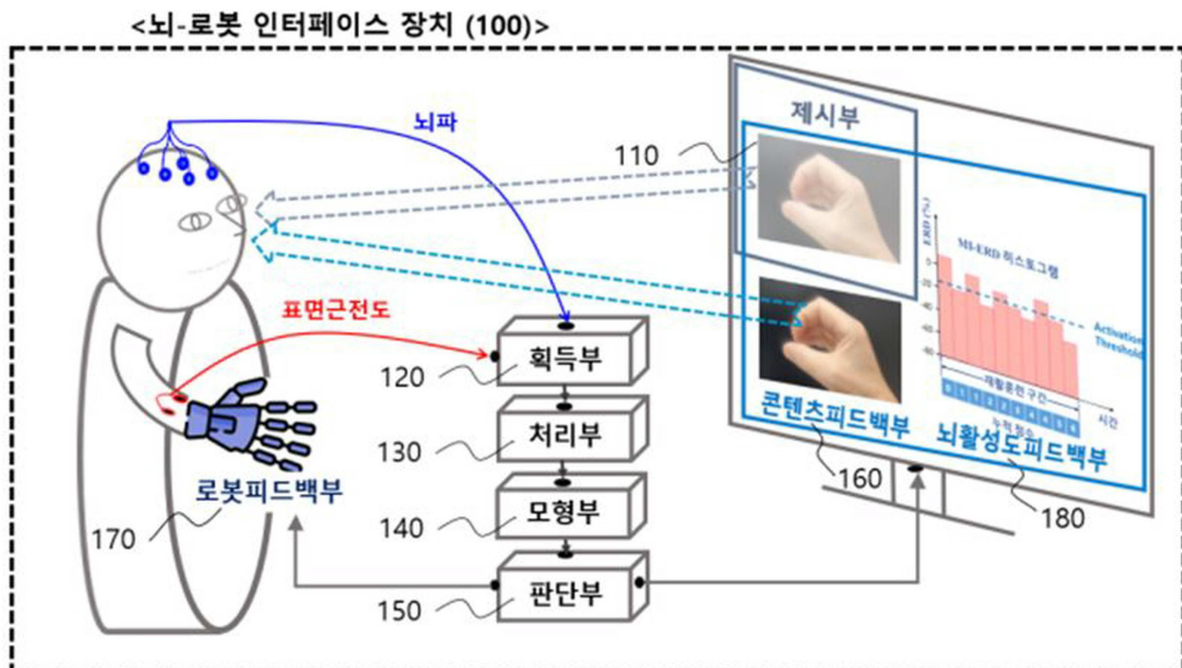
[0095] 따라서, 본 발명의 사상은 설명된 실시예에 국한되어 정해져서는 아니 되며, 후술하는 특허 청구 범위뿐만 아니라 이 특허 청구 범위와 균등하거나 등가적 변형이 있는 모든 것들은 본 발명 사상의 범주에 속한다고 할 것이다.

부호의 설명

[0096] 100 : 뇌-로봇 인터페이스 장치
 110 : 제시부 120 : 획득부
 130 : 처리부 140 : 모형부
 150 : 판단부 160 : 콘텐츠피드백부
 170 : 로봇피드백부 180 : 뇌활성도피드백부

도면

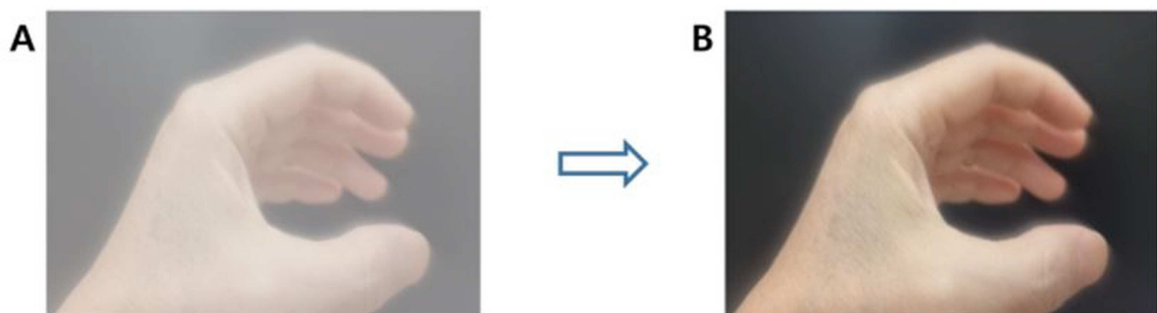
도면1



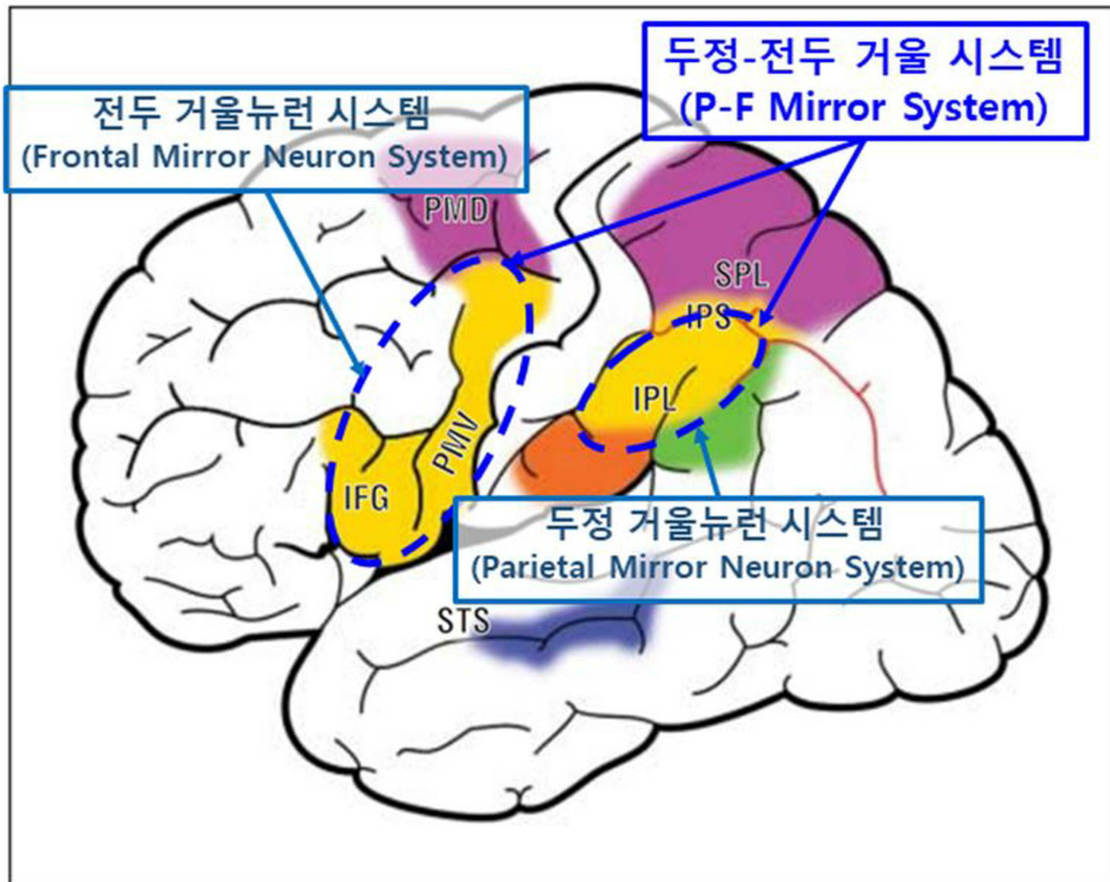
도면2



도면3

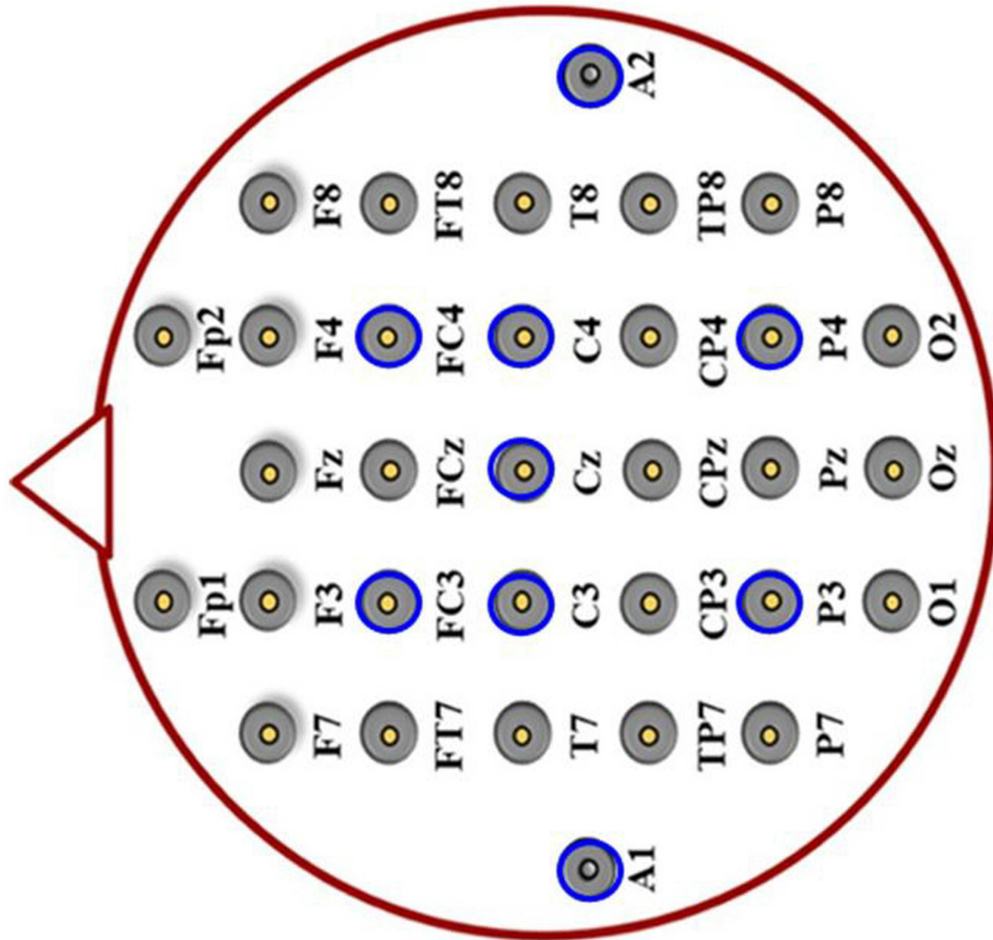


도면4

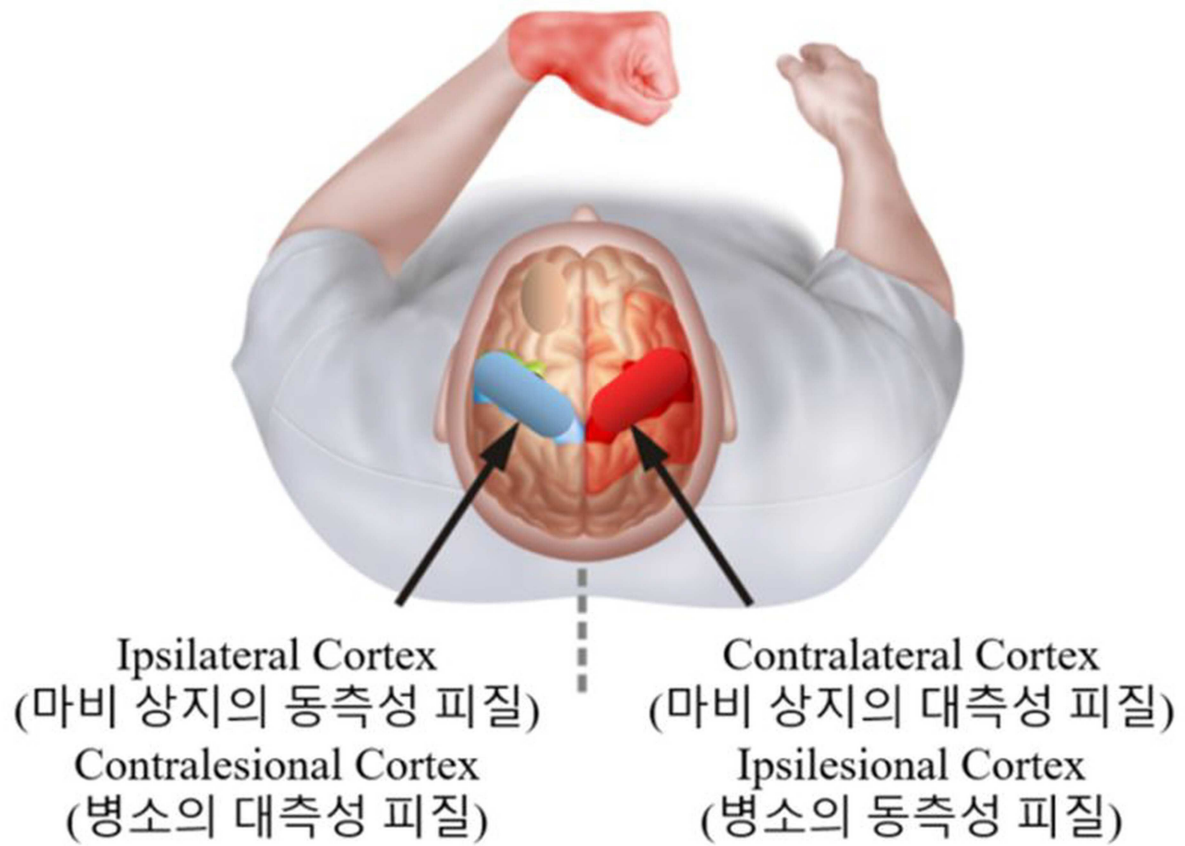


두정-전두 거울 시스템(P-F mirror system): 하두정소엽(inferior parietal lobule: IPL), 복측전운동피질(premotor cortex, mostly its ventral part: PMV), 하전두회(inferior frontal gyrus: IFG).

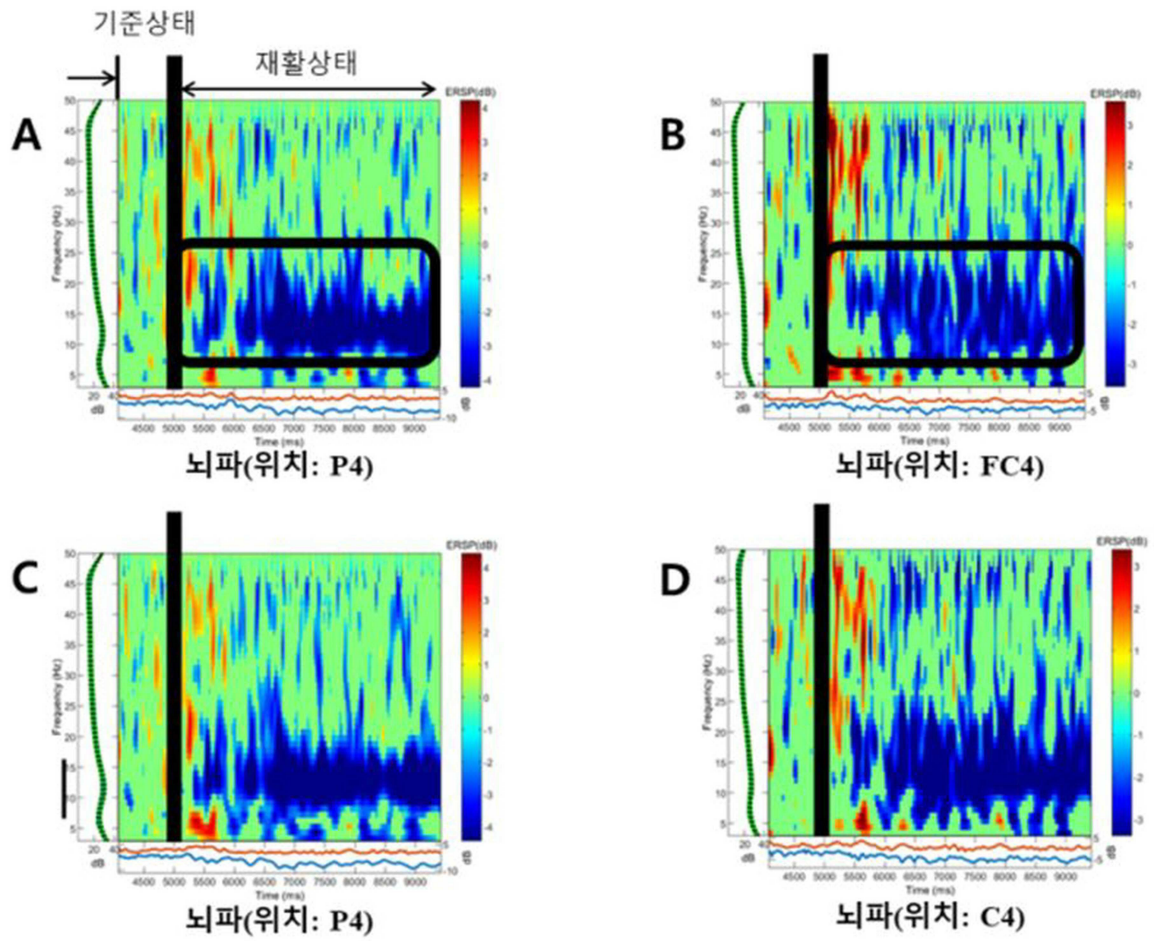
도면5



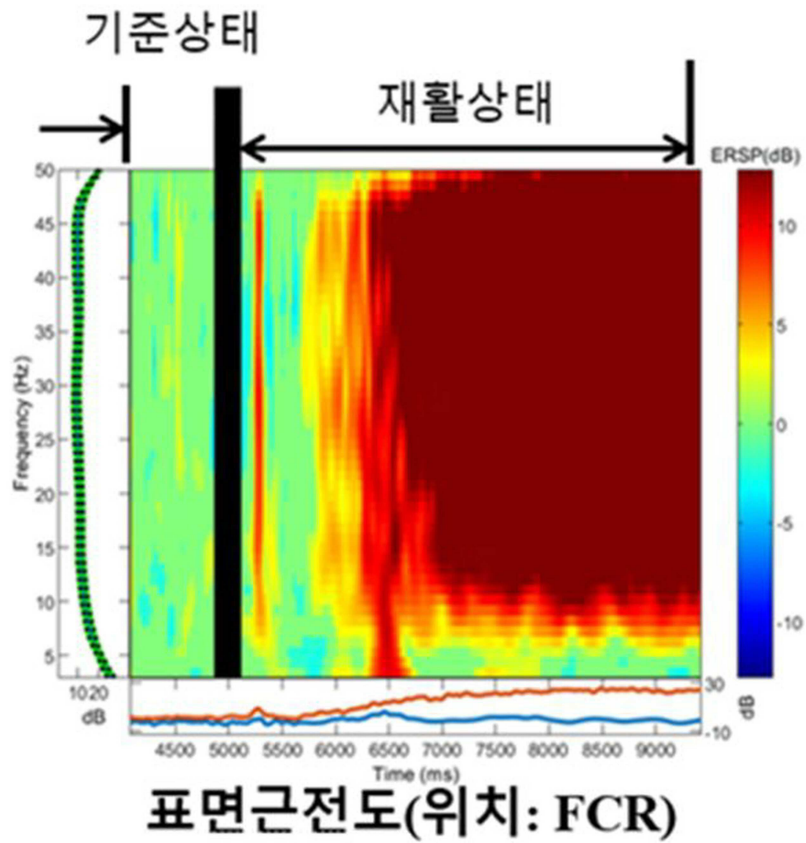
도면6



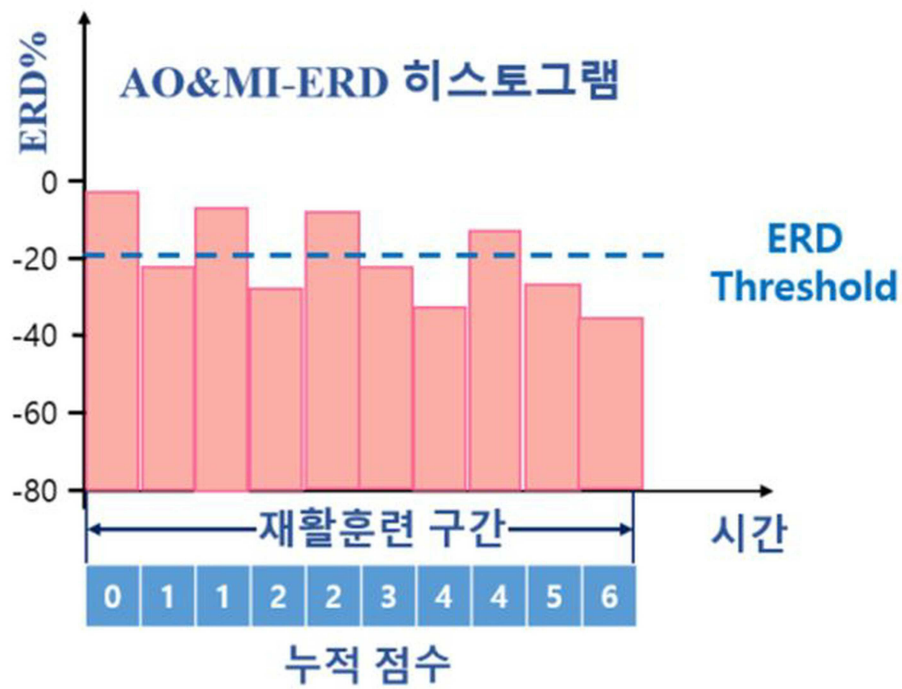
도면7



도면8



도면9



도면10

