(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2024-0078074
(43) 공개일자 2024년06월03일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
B25J 9/16 (2006.01) *B25J 9/10* (2006.01)
(52) CPC특허분류
B25J 9/161 (2013.01)
B25J 9/1075 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2022-0160648
(22) 출원일자 2022년11월25일
심사청구일자 2022년11월25일

(71) 출원인
인천대학교 산학협력단
인천광역시 연수구 갯벌로 27, 인천대학교 이노베이션센터(송도동)
(72) 발명자
장한뜻
인천광역시 연수구 아트센터대로97번길 30 (송도동, 더샵그린워크1차)
김영진
충청남도 금산군 금산읍 장동길 72
(74) 대리인
특허법인(유)남아이피그룹, 특허법인 남앤남

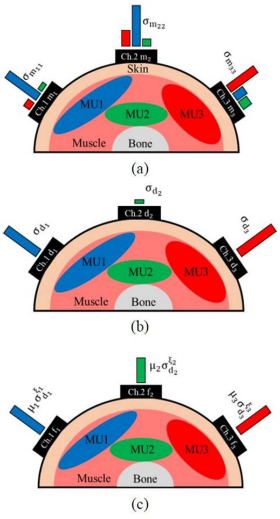
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 **사용자-로봇 인터페이스를 위한 표면 근전위 기반 인터페이스 장치 및 그 동작 방법**

(57) 요 약

표면 근전위 인터페이스 장치 및 그 제어 방법이 개시된다. 본 개시의 일 실시 예에 따른 표면 근전위 인터페이스 장치는, 메모리; 및 메모리와 연결되고, 메모리에 포함된 컴퓨터 판독가능한 명령들을 실행하도록 구성된 적어도 하나의 프로세서를 포함하고, 적어도 하나의 프로세서는, 신체의 표면에 부착된 복수 개의 전극으로부터 표면 근전위 신호를 획득하고, 복수 개의 전극으로부터 획득된 표면 근전위 신호에 기반하여 복수의 근육 단위 별 조정 근육 단위 활성도를 추정하며, 조정 근육 단위 활성도에 기반하여 제어 신호를 생성하도록 설정될 수 있다.

대 표 도 - 도5



(52) CPC특허분류
B25J 9/163 (2013.01)
Z03R 10/10 (2019.06)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 1711138422
과제번호 KMDF_PR_20200901_0195-01
부처명 다부처
과제관리(전문)기관명 (재단)범부처전주기의료기기연구개발사업단
연구사업명 범부처전주기의료기기연구개발사업(R&D)(과기정통부,복지부,산업부)
연구과제명 (주관)부분 절단 환자를 위한 고밀도 저맥동 토크 모터 기반 부분 의수 (손가락 의수) 및 AI 기반 다채널 생체 신호 분류 기술 개발
기 여 율 6/10
과제수행기관명 인천대학교
연구기간 2022.03.01 ~ 2022.12.31
이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 1711172640
과제번호 2022R1F1A1074538111218210382010 1
부처명 과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명 한국연구재단
연구사업명 개인기초연구(과기정통부)
연구과제명 고밀도 토크 구동기와 고정밀 표면 근전위 인터페이스 기반 하지 근력 보조 착용형 로봇 개발
기 여 율 4/10
과제수행기관명 인천대학교
연구기간 2022.06.01 ~ 2023.02.28

명 세 서

청구범위

청구항 1

표면 근전위 기반 인터페이스 장치로서,

메모리; 및

상기 메모리와 연결되고, 상기 메모리에 포함된 컴퓨터 판독가능한 명령들을 실행하도록 구성된 적어도 하나의 프로세서를 포함하고,

상기 적어도 하나의 프로세서는,

신체의 표면에 부착된 복수 개의 전극으로부터 측정된 표면 근전위 신호를 제공 받고,

상기 복수 개의 전극으로부터 측정된 상기 표면 근전위 신호에 기반하여 복수의 근육 단위 별 조정 근육 단위 활성도를 추정하며,

상기 조정 근육 단위 활성도에 기반하여 제어 신호를 생성하도록 설정된,

표면 근전위 기반 인터페이스 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

복수의 상기 근육 단위 별 상기 조정 근육 단위 활성도의 적어도 하나는 적어도 하나의 심부 근육에 대응하는,

표면 근전위 인터페이스 장치.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 프로세서는,

상기 표면 근전위 신호에 기반하여 복수의 근육 단위 별 서로 독립된 독립 표면 근전위 신호의 표준 편차를 산출하고, 상기 독립 표면 근전위 신호의 표준 편차에 기반하여 상기 조정 근육 단위 활성도를 생성하도록 설정된,

표면 근전위 인터페이스 장치.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 근육 단위의 개수는 해부학적 근육의 개수와 일치하지 않는,

표면 근전위 인터페이스 장치.

청구항 5

제 3 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 프로세서는 상기 독립 표면 근전위 신호의 표준 편차에 미리 설정된 조정 계수를 적용하여 보정 표준 편차를 생성하고,

상기 조정 근육 단위 활성도는 상기 보정 표준 편차와과 선형성을 가지는,

표면 근전위 인터페이스 장치.

청구항 6

제 5 항에 있어서,

상기 조정 계수는,

기 설정된 조정 알고리즘을 기반으로, 상기 근육 단위 활성도 중 심부 근육에 대응하는 적어도 하나의 상기 근육 단위 활성도가 상기 제어 신호에 의해 생성되는 토크에서 기여하는 비율이 커지게 상기 독립 표면 근전위 신호의 표준 편차를 조정하도록 설정된,

표면 근전위 인터페이스 장치.

청구항 7

제 5 항에 있어서,

상기 조정 계수는 기 저장된 성(sex), 나이 및 근육량 중 적어도 하나에 따라 다른 값이 저장된 정보로부터 획득되거나 미리 설정된 복수의 프리셋 계수들 중에서 선택되는,

표면 근전위 인터페이스 장치.

청구항 8

제 1 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 프로세서는,

고유값 분해 기법을 적용하여, 상기 복수 개의 전극으로부터 획득된 상기 표면 근전위 신호를 독립적인 상기 근육 단위 별 상기 독립 표면 근전위 신호로 분해하고,

상기 독립 표면 근전위 신호에 기반하여 복수의 상기 근육 단위 별 상기 조정 근육 단위 활성도를 추정하도록 설정된,

표면 근전위 인터페이스 장치.

청구항 9

제 1 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 프로세서는,

시간이 고정된 조건에서 상기 복수 개의 전극으로부터 획득된 전극 별 표면 근전위 신호의 공간적 앙상블 값을 기반으로 산출된 표준편차에 기반하여 복수의 상기 근육 단위 별 상기 조정 근육 단위 활성도를 추정하도록 설정된,

표면 근전위 인터페이스 장치.

청구항 10

제 5 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 프로세서는,

기 설정된 조정 알고리즘을 기반으로, 상기 표면 근전위 신호에 대응하는 신체의 근력에 의해 생성되는 토크와 상기 제어 신호에 의해 생성되는 토크의 오차를 최소화하도록 상기 조정 계수를 산출하도록 설정된,

표면 근전위 인터페이스 장치.

청구항 11

표면 근전위 인터페이스 장치의 동작 방법으로서,

신체의 표면에 부착된 복수 개의 전극으로부터 측정된 표면 근전위 신호를 획득하는 단계;

상기 복수 개의 전극으로부터 획득된 상기 표면 근전위 신호에 기반하여 복수의 근육 단위 별 조정 근육 단위

활성도를 추정하는 단계; 및

상기 조정 근육 단위 활성도에 기반하여 제어 신호를 생성하는 단계를 포함하는,

표면 근전위 인터페이스 장치의 동작 방법.

청구항 12

제 11 항에 있어서,

복수의 상기 근육 단위 별 상기 조정 근육 단위 활성도의 적어도 하나는 적어도 하나의 심부 근육에 대응하는,

표면 근전위 인터페이스 장치의 동작 방법.

청구항 13

제 11 항에 있어서,

상기 복수의 근육 단위 별 조정 근육 단위 활성도를 추정하는 단계는,

상기 표면 근전위 신호에 기반하여 복수의 근육 단위 별 서로 독립된 독립 표면 근전위 신호의 표준 편차를 산출하고, 상기 독립 표면 근전위 신호의 표준 편차에 기반하여 상기 조정 근육 단위 활성도를 생성하는 단계를 포함하는,

표면 근전위 인터페이스 장치의 동작 방법.

청구항 14

제 11 항에 있어서,

상기 근육 단위의 개수는 해부학적 근육의 개수와 일치하지 않는,

표면 근전위 인터페이스 장치의 동작 방법.

청구항 15

제 13 항에 있어서,

상기 복수의 근육 단위 별 조정 근육 단위 활성도를 추정하는 단계는,

상기 독립 표면 근전위 신호의 표준 편차에 미리 설정된 조정 계수를 적용하여 보정 표준 편차를 생성하는 단계; 및

상기 보정 표준 편차에 기반하여 상기 조정 근육 단위 활성도를 생성하는 단계를 더 포함하고,

상기 조정 근육 단위 활성도는 상기 보정 표준 편차와 선형성을 가지는,

표면 근전위 인터페이스 장치의 동작 방법.

청구항 16

제 15 항에 있어서,

상기 조정 계수는,

기 설정된 조정 알고리즘을 기반으로, 상기 근육 단위 활성도 중 심부 근육에 대응하는 적어도 하나의 상기 근육 단위 활성도가 상기 제어 신호에 의해 생성되는 토크에서 기여하는 비율이 커지게 상기 독립 표면 근전위 신호의 표준 편차를 조정하도록 결정된,

표면 근전위 인터페이스 장치의 동작 방법.

청구항 17

제 15 항에 있어서,

상기 조정 계수는 기 저장된 성(sex), 나이 및 근육량 중 적어도 하나에 따라 다른 값이 저장된 정보로부터 획

득되거나 미리 설정된 복수의 프리셋 계수에서 선택되는,

표면 근전위 인터페이스 장치의 동작 방법.

청구항 18

제 11 항에 있어서,

상기 복수의 근육 단위 별 조정 근육 단위 활성도를 추정하는 단계는,

고유값 분해 기법을 적용하여, 상기 복수 개의 전극으로부터 획득된 상기 표면 근전위 신호를 독립적인 상기 근육 단위 별 상기 독립 표면 근전위 신호로 분해하는 단계; 및

상기 상기 독립 표면 근전위 신호에 기반하여 복수의 상기 근육 단위 별 상기 조정 근육 단위 활성도를 추정하는 단계를 포함하는,

표면 근전위 인터페이스 장치의 동작 방법.

청구항 19

제 11 항에 있어서,

상기 복수의 근육 단위 별 조정 근육 단위 활성도를 추정하는 단계는,

시간이 고정된 조건에서 상기 복수 개의 전극으로부터 획득된 전극 별 표면 근전위 신호의 공간적 앙상블 값을 기반으로 산출된 표준편차에 기반하여 복수의 상기 근육 단위 별 상기 조정 근육 단위 활성도를 추정하는 단계를 포함하는,

표면 근전위 인터페이스 장치의 동작 방법.

청구항 20

제 15 항에 있어서,

상기 조정 계수는 기 설정된 조정 알고리즘을 기반으로, 상기 표면 근전위 신호에 대응하는 신체의 근력에 의해 생성되는 토크와 상기 제어 신호에 의해 생성되는 토크의 오차를 최소화하도록 산출되는,

표면 근전위 인터페이스 장치의 동작 방법.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 개시는 복수 개의 전극에서 획득된 표면 근전위 신호를 기반으로 근육 단위의 선형성과 스케일이 조정된 제어 신호를 생성하는 표면 근전위 기반의 인터페이스 장치 및 그 동작 방법에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 표면 근전위(surface electromyography, sEMG)는 비침습적 방법으로 근육 활성도 수준을 나타내고 관절 토크를 추정하는 데 사용할 수 있는 것으로, 인공 기관(prosthesis) 또는 외골격 슈트 제어(exoskeleton suits control), 임상 생체 역학(clinical biomechanics) 및 인체 공학 평가(ergonomics assessment)와 같은 다양한 분야에서 연구되고 있다.

[0003] 이러한 표면 근전위의 크기는 근육의 힘에 비례하는 관계를 나타내는 것으로 알려져 있지만 표면 근전위를 발생시키는 복잡한 생체 기전으로 인해 표면 근전위관절 토크 추정의 변동성을 야기하여, 표면 근전위가 로봇 장치의 안정적인 제어 입력으로 사용되는 것은 매우 어려운 문제이다.

[0004] 이러한 이유로 종래 표면 근전위 기반으로 안정적인 제어 입력을 생성하기 위해 복수의 표면 근전위 특징점들을 활용하는 방법들이 존재한다.

[0005] 또한, 최근 로봇 장치의 토크 제어 응용 분야에서 연속 토크 추정기가 필요할 수 있는데, 표면 근전위 신호를 이용하여 관절 토크를 지속적으로 추정하기 위해 다양한 신호 처리 기법이 제안되어 여러 분야에 적용되고

있다.

[0006] 가장 유명한 종래의 방법은 신호 대 잡음비(SNR)를 높이기 위해 저역 통과 필터링 알고리즘을 사용한 교정(rectification) 방법이다. 그러나 저역 통과 필터링 알고리즘에 의해 유도된 위상 지연으로 인해 SNR과 응답 시간 사이에는 높은 트레이드 오프가 존재할 수 있는 문제점으로 인해, 표면 근전위가 인공 기관, 외골격 슈트 등과 같은 로봇 장치의 제어 입력으로 활용되는 경우, 불안정 및 낮은 성능 문제로 인한 제어 입력 지연은 심각한 문제를 유발할 수 있다. 따라서, 표면 근저위 처리기의 빠른 응답은 매우 중요한 문제이다.

[0007] 다른 방법으로서 SNR을 향상시키는 화이트닝(whitening) 방법이 존재하는데, 화이트닝 방법은 상관되지 않은 표면 근전위 신호의 크기를 동일하게 만들기 때문에(즉, 작은 표면 근전위 신호가 증폭될 수 있음), SNR을 향상시킬 수 있음을 실험적으로 입증했다.

[0008] 그러나 화이트닝 방법은 이론적으로 근육이 크기가 동일한 독립적인 근육들로 구성되어 있다고 가정하므로 근육의 해부학적 구조를 고려하지 않는다는 문제가 있다. 또한, 관절 토크를 추정하기 위해서 표면 근전위 장치로 측정하기 어려운 심부 근육의 활성도를 고려하지 않는다는 문제가 있다.

[0009] 전술한 배경기술은 발명자가 본 발명의 도출을 위해 보유하고 있었거나, 본 발명의 도출 과정에서 습득한 기술 정보로서, 반드시 본 발명의 출원 전에 일반 공중에게 공개된 공지기술이라 할 수는 없다.

선행기술문헌

비특허문헌

[0010] (비특허문헌 0001) 선행기술 1: Clancy, Edward A., and Kristin A. Farry, "Adaptive whitening of the electromyogram to improve amplitude estimation, "IEEE transactions on Biomedical Engineering 47.6 (2000): 709-719.

(비특허문헌 0002) 선행기술 2: Clancy, Edward A., Stphane Bouchard, and Denis Rancourt, "Estimation and application of EMG amplitude during dynamic contractions.", IEEE engineering in medicine and biology 20.6 (2001): 47-54.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0011] 본 개시의 실시 예의 일 과제는, 복수 개의 전극에서 획득된 표면 근전위 신호의 공간 데이터를 기반으로 한 앙상블 평균을 통해 통계적 신호 처리를 수행하여, 응답 지연 없이 로봇을 포함하는 외부 장치의 제어 입력 신호를 생성할 수 있도록 하는 것이다.

[0012] 본 개시의 실시 예의 일 과제는, 복수 개의 전극으로부터 획득된 표면 근전위 신호에 기반하여 심부 근육을 포함한 각 근육을 구성하는 복수의 근육 단위 별 근육 단위 활성도를 정확하게 추정하여 외부 장치의 제어 입력 신호를 생성할 수 있도록 하는 것이다.

[0013] 본 개시의 실시예의 목적은 이상에서 언급한 과제에 한정되지 않으며, 언급되지 않은 본 발명의 다른 목적 및 장점들은 하기의 설명에 의해서 이해될 수 있고, 본 발명의 실시 예에 의해 보다 분명하게 이해될 것이다. 또한, 본 발명의 목적 및 장점들은 특허 청구 범위에 나타낸 수단 및 그 조합에 의해 실현될 수 있음을 알 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

[0014] 본 개시의 일 실시 예에 따른 표면 근전위 인터페이스 장치는, 메모리; 및 메모리와 연결되고, 메모리에 포함된 컴퓨터 판독가능한 명령들을 실행하도록 구성된 적어도 하나의 프로세서를 포함하고, 적어도 하나의 프로세서는, 신체의 표면에 부착된 복수 개의 전극으로부터 표면 근전위 신호를 획득하고, 복수 개의 전극으로부터 획득된 표면 근전위 신호에 기반하여 복수의 근육 단위 별 조정 근육 단위 활성도를 추정하며, 조정 근육 단위 활성도에 기반하여 제어 신호를 생성하도록 설정될 수 있다.

[0015] 또한, 본 개시의 일 실시 예에 따른 표면 근전위 인터페이스 제어 방법은, 신체의 표면에 부착된 복수 개의 전

극으로부터 표면 근전위 신호를 획득하는 단계와, 복수 개의 전극으로부터 획득된 표면 근전위 신호에 기반하여 복수의 근육 단위 별 조정 근육 단위 활성도를 추정하는 단계와, 조정 근육 단위 활성도에 기반하여 제어 신호를 생성하는 단계를 포함할 수 있다.

[0016] 이 외에도, 본 발명의 구현하기 위한 다른 방법, 다른 시스템 및 상기 방법을 실행하기 위한 컴퓨터 프로그램이 저장된 컴퓨터로 판독 가능한 기록매체가 더 제공될 수 있다.

[0017] 전술한 것 외의 다른 측면, 특징, 이점이 이하의 도면, 특허청구범위 및 발명의 상세한 설명으로부터 명확해질 것이다.

발명의 효과

[0018] 본 개시의 실시 예에 의하면, 복수 개의 전극에서 획득된 표면 근전위 신호의 공간 데이터를 기반으로 한 앙상블 평균을 통해 통계적 신호 처리를 수행함으로써, 응답 지연 없이 빠르고 정확한 제어 입력 신호를 생성할 수 있다.

[0019] 또한, 복수 개의 전극으로부터 획득된 표면 근전위 신호에 기반하여 심부 근육을 포함한 각 근육을 구성하는 복수의 근육 단위 별 근육 단위 활성도를 추정함으로써, 심부 근육을 포함한 근육 단위 활성도를 독립적으로 추정하여 외부 장치의 정확한 제어 입력 신호를 생성할 수 있다.

[0020] 또한, 심부 근육 활성도 측정을 위한 전극, 근육단위 분해, 리스케일링 방식의 선형화 알고리즘을 통해 시간 지연 문제를 일으키지 않으면서 가장 정확한 토크 추정 결과를 보여줌으로써, 로봇의 빠르고 정확한 제어 입력 신호를 생성할 수 있다.

[0021] 본 개시의 효과는 이상에서 언급된 것들에 한정되지 않으며, 언급되지 아니한 다른 효과들은 아래의 기재로부터 통상의 기술자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

도면의 간단한 설명

[0022] 도 1은 일 실시 예에 따른 표면 근전위(sEMG) 인터페이스 시스템 환경을 개략적으로 나타낸 도면이다.

도 2는 일 실시 예에 따른 해부학을 기반으로 표면 근전위 측정을 위한 복수 개의 전극 배치를 설명하기 위한 예시도이다.

도 3은 일 실시 예에 따른 표면 근전위 인터페이스 장치를 개략적으로 나타낸 블록도이다.

도 4는 일 실시 예에 따른 고정 표면 근전위 신호의 특성을 설명하기 위한 도면이다.

도 5는 일 실시 예에 따른 근육 단위 분해 및 조정 방법의 개념을 설명하기 위한 도면이다.

도 6은 일 실시 예에 따른 비정상(Nonstationary) 표면 근전위 신호 추정을 설명하기 위한 도면이다.

도 7은 일 실시 예에 따른 관절 토크 추정을 위한 전체 알고리즘을 개략적으로 나타낸 도면이다.

도 8은 일 실시 예에 따른 표면 근전위 인터페이스 장치의 성능 확인 실험을 설명하기 위한 예시도이다.

도 9는 일 실시 예에 따른 원시(raw) 표면 근전위 데이터 측정 결과를 나타낸 도면이다.

도 10은 일 실시 예에 따른 분해된 독립적인 표면 근전위 데이터 를 나타낸 도면이다.

도 11 및 도 12는 일 실시 예에 따른 표면 근전위 인터페이스 장치의 검증 결과를 나타낸 도면이다.

도 13은 일 실시 예에 따른 전극 수와 신호 처리 알고리즘에 따른 RMS 오차의 결과를 나타낸 도면이다.

도 14는 일 실시 예에 따른 고유값과 측정된 토크의 관계를 설명하기 위한 도면이다.

도 15는 일 실시 예에 따른 독립 근육 단위 신호 추출 결과를 나타낸 도면이다.

도 16은 일 실시 예에 따른 표면 근전위 인터페이스 제어 방법을 설명하기 위한 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0023] 본 개시의 이점 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 첨부되는 도면과 함께 상세하게 설명되는 실시 예들을 참조하면 명확해질 것이다.

[0024] 그러나 본 개시는 아래에서 제시되는 실시 예들로 한정되는 것이 아니라, 서로 다른 다양한 형태로 구현될 수 있고, 본 개시의 사상 및 기술 범위에 포함되는 모든 변환, 균등물 내지 대체물을 포함하는 것으로 이해되어야 한다. 아래에 제시되는 실시 예들은 본 개시가 완전하도록 하며, 본 개시가 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 개시의 범주를 완전하게 알려주기 위해 제공되는 것이다. 본 개시를 설명함에 있어서 관련된 공지 기술에 대한 구체적인 설명이 본 개시의 요지를 흐릴 수 있다고 판단되는 경우 그 상세한 설명을 생략한다.

[0025] 본 출원에서 사용한 용어는 단지 특정한 실시 예를 설명하기 위해 사용된 것으로, 본 개시를 한정하려는 의도가 아니다. 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 본 출원에서, "포함하다" 또는 "가지다" 등의 용어는 명세서상에 기재된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것이 존재함을 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다. 제1, 제2 등의 용어는 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 구성요소들은 상기 용어들에 의해 한정되어서는 안 된다. 상기 용어들은 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 사용된다.

[0026] 이하, 본 개시에 따른 실시 예들을 첨부된 도면을 참조하여 상세히 설명하기로 하며, 첨부 도면을 참조하여 설명함에 있어, 동일하거나 대응하는 구성요소는 동일한 도면번호를 부여하고 이에 대한 중복되는 설명은 생략하기로 한다.

[0027] 도 1은 일 실시 예에 따른 표면 근전위 인터페이스 시스템 환경을 개략적으로 나타낸 도면이고, 도 2는 일 실시 예에 따른 해부학을 기반으로 표면 근전위(sEMG)를 측정하기 위한 복수 개의 전극 배치를 설명하기 위한 예시도이다.

[0028] 도 1에 도시된 바와 같이, 표면 근전위 인터페이스 시스템(1)은 비침습성이라는 이점이 있는 표면 근전위 신호를 통해 근육 활성도를 추정하여, 로봇 공학 및 재활 공학 분야에서 로봇 장치의 제어 신호의 생성 및 입력이 가능하도록 하는 것이다.

[0029] 그러나 표면 근전위는 확률적 속성을 가지고 있기 때문에, 신호 대 잡음비(SNR)가 낮고, 안정적이고 지속적인 로봇 장치의 제어 신호 생성에 어려움이 있을 수 있다는 문제가 있다.

[0030] 이에, 종래에는 시간 평균 필터(예: 저역 통과 필터)를 통해 표면 근전위의 신호 대 잡음비를 향상시킬 수 있었으나, 시간 평균 필터의 경우, 지연 문제가 있어 실시간으로 로봇을 제어하는 데는 어려움이 있을 수 있다.

[0031] 따라서, 일 실시 예의 표면 근전위 인터페이스 시스템(1)에서는, 복수 개의 표면 근전위 전극, 예를 들어, 16개의 전극에서 획득한 표면 근전위 신호의 공간적 앙상블 평균을 사용하여, 시간 평균 필터 기반 마이오 프로세서에 영향을 미쳤던 지연 문제 없이 표면 근전위의 신호 대 잡음비를 향상시킬 수 있도록 한다.

[0032] 도 2에 도시된 바와 같이, 일 실시 예에서는, 표면 근전위 중 심부 근육으로부터 기여하는 성분에 대해서도 반영이 가능하도록, 복수 개의 전극 중 일부를 심부 근육으로부터 기여하는 표면 근전위 성분을 측정하기 용이한 위치에 배치하도록 가이드할 수 있다.

[0033] 이하에서는, 예를 들어, 상완의 표면 근전위에 기반하여 하완에 해당하는 의수 로봇을 제어하는 신호를 생성하기 위하여, 상완의 이두근에 대응하는 부위와 심부 근육인 상완근이 노출되는 부위를 포함하는 위치에 16개의 채널 전극이 배치되어 팔꿈치 관절의 굴곡 토크를 추정하는 것을 실시 예로 하여 설명할 수 있으나, 배치 위치 및 개수가 이에 한정되는 것은 아니다.

[0034] 따라서, 일 실시 예의 표면 근전위 인터페이스 시스템(1)은 복수 개의 전극으로부터 측정된 표면 근전위를 처리(조정)하여 토크에 선형적으로 비례하는 각 근육 단위의 근 활성도를 정확하게 추정하는 방법을 통해, 로봇에 대한 빠르고 정확한 제어 입력 신호를 생성할 수 있다.

[0035] 일 실시 예의 조정 방법은 심부 근육을 포함한 각 근육이 독립적인 구획(이하, 근육 단위)으로 분할되는 것으로 전제한다. 본 발명자는 표면 근전위의 신호 분석에서 해부학적 근육의 개수와 독립적인 전기 신호의 개수가 일치하지 않는 것을 발견하였다. 즉, 해부학적 근육의 개수보다 많은 개수의 전기 신호로 표면 근전위가 분해되는 것을 확인하였고, 해부학적 근육이 뇌로부터 서로 독립적인 신호를 수신하는 복수의 근육 단위로 구성되는 것으로 전제하였다. 따라서, 본 명세서에서 근육 단위는 반드시 해부학적 근육과 일치하는 것으로 전제하지 않고, 하나의 해부학적 근육이 하나의 근육 단위로 구성될 수 있거나, 또는 하나의 해부학적 근육이 복수의 근육 단위로 구성될 수 있다. 또한 각 근육 단위의 실제 활성도는 근육 단위의 수축력에 선형적으로 비례한다고 전제할 수 있다.

[0036] 이러한 두 가지 전제를 바탕으로 제안된 조정 방법은 선형화 계수(linearizing factor)와 리스케일링 계수(rescaling factor)라는 두 가지 계수(parameter)를 이용해 기준 토크 센서에 대한 토크 추정 오차를 최소화하도록 근육 단위의 활성도를 추정하여 높은 신호 대 잡음비에 기여할 수 있다.

[0037] 즉, 일 실시 예의 조정 방법은 근육 단위의 선형성과 스케일을 복원하고자 하는 것으로, 표면 근전위 인터페이스 시스템(1)의 구체적인 조정 방법에 대해서는 후술하도록 한다.

[0038] 한편, 일 실시 예에서, 표면 근전위 인터페이스 시스템(1)은 표면 근전위 인터페이스 장치(100) 및/또는 서버(200)에 의해 구현될 수 있다.

[0039] 다시 말하면, 일 실시 예에서, 표면 근전위 인터페이스 장치(100)는 서버(200)에서 구현될 수 있는데, 이때 서버(200)는 표면 근전위 인터페이스 장치(100)가 포함되는 표면 근전위 인터페이스 시스템(1)을 운용하기 위한 서버이거나 표면 근전위 인터페이스 장치(100)의 일부분 또는 전 부분을 구현하는 서버일 수 있다.

[0040] 또한, 서버(200)는 표면 근전위 인터페이스 장치(1)를 동작시키는 데이터를 제공하는 데이터베이스 서버일 수 있다. 그 밖에 서버(200)는 웹 서버 또는 어플리케이션 서버 또는 딥러닝 네트워크 제공 서버를 포함할 수 있다. 그리고 서버(200)는 각종 인공 지능 알고리즘을 적용하는데 필요한 빅데이터 서버 및 AI 서버, 각종 알고리즘의 연산을 수행하는 연산 서버 등을 포함할 수 있다.

[0041] 또한 일 실시 예에서, 서버(200)는 상술하는 서버들을 포함하거나 이러한 서버들과 네트워킹 할 수 있다. 즉, 본 실시 예에서, 서버(200)는 상기의 웹 서버 및 AI 서버를 포함하거나 이러한 서버들과 네트워킹 할 수 있다.

[0042] 또한, 일 실시 예에서, 표면 근전위 인터페이스 장치는, 예를 휴먼 로봇, 로봇 형 의수 등의 로봇 장치 외부에 별도로 구성되어 로봇 장치의 제어 신호를 생성하는 것이거나, 로봇 장치 내에 구비되는 구성일 수 있다.

[0043] 한편, 표면 근전위 인터페이스 시스템(1)에서 표면 근전위 인터페이스 장치(100) 및 서버(200)는 네트워크(300)에 의해 연결될 수 있다. 이러한 네트워크(300)는 예컨대 LANs(local area networks), WANs(Wide area networks), MANs(metropolitan area networks), ISDNs(integrated service digital networks) 등의 유선 네트워크나, 무선 LANs, CDMA, 블루투스, 위성 통신 등의 무선 네트워크를 망라할 수 있으나, 본 개시의 범위가 이에 한정되는 것은 아니다. 또한 네트워크(300)는 근거리 통신 및/또는 원거리 통신을 이용하여 정보를 송수신할 수 있다.

[0044] 또한, 네트워크(300)는 허브, 브리지, 라우터, 스위치 및 게이트웨이와 같은 네트워크 요소들의 연결을 포함할 수 있다. 네트워크(300)는 인터넷과 같은 공용 네트워크 및 안전한 기업 사설 네트워크와 같은 사설 네트워크를 비롯한 하나 이상의 연결된 네트워크들, 예컨대 다중 네트워크 환경을 포함할 수 있다. 네트워크(300)에의 액세스는 하나 이상의 유선 또는 무선 액세스 네트워크들을 통해 제공될 수 있다. 더 나아가 네트워크(300)는 사물 등 분산된 구성 요소들 간에 정보를 주고받아 처리하는 IoT(Internet of Things, 사물인터넷) 망 및/또는 5G 통신을 지원할 수 있다.

[0045] 도 3은 일 실시 예에 따른 표면 근전위 인터페이스 장치를 개략적으로 나타낸 블록도이다.

[0046] 도 3을 참조하면, 표면 근전위 인터페이스 장치(100)는 통신부(110), 메모리(120) 및 프로세서(130)를 포함할 수 있다.

[0047] 통신부(110)는 네트워크(300)와 연동하여 외부 장치간의 송수신 신호를 패킷 데이터 형태로 제공하는 데 필요한 통신 인터페이스를 제공할 수 있다. 또한 통신부(110)는 다른 네트워크 장치와 유무선 연결을 통해 표면 근전위 신호, 제어 신호 또는 데이터 신호와 같은 신호를 송수신하기 위해 필요한 하드웨어 및 소프트웨어를 포함하는 장치일 수 있다. 즉, 통신부(110)는 별도의 표면 근전위 측정 장치에서 복수 개의 전극에 기반하여 측정한 표면 근전위 신호를 수신하고, 생성된 제어 신호를 외부 장치로 전송할 수 있다. 이러한 통신부(110)는 각종 사물 지능 통신(IoT(internet of things), IoE(internet of everything), IoST(internet of small things) 등)을 지원할 수 있으며, M2M(machine to machine) 통신, V2X(vehicle to everything communication) 통신, D2D(device to device) 통신 등을 지원할 수 있다. 통신부(110)는 WiFi 모듈, Bluetooth 모듈, 무선 통신 모듈, 및 NFC 모듈 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.

[0048] 프로세서(130)는 통신부(110)를 통해 연결된 외부 장치로부터 각종 데이터 또는 정보를 수신할 수 있으며, 외부 장치로 각종 데이터 또는 정보를 전송할 수도 있다. 프로세서(130)는 메모리(120)에 로딩된 코드에 기반하여 표면 근전위 신호를 처리하고, 표면 근전위 신호에 기반하여 근육 단위의 선형성과 스케일을 복원한 근육 단위의

활성도를 추정하고, 근육 단위의 활성도에 기반하여 외부 장치의 제어 신호를 생성할 수 있다.

[0049] 메모리(120)는 표면 근전위 인터페이스 장치(100)의 동작의 제어(연산)에 필요한 각종 정보들을 저장하고, 제어 소프트웨어를 저장할 수 있는 것으로, 휘발성 또는 비휘발성 기록 매체를 포함할 수 있다.

[0050] 메모리(120)는 하나 이상의 프로세서(130)와 전기적 또는 내부 통신 인터페이스로 연결되고, 프로세서(130)에 의해 실행될 때, 프로세서(130)로 하여금 표면 근전위 인터페이스 장치(100)를 제어하도록 야기하는(cause) 코드들을 저장할 수 있다.

[0051] 여기서, 메모리(120)는 자기 저장 매체(magnetic storage media) 또는 플래시 저장 매체(flash storage media) 등의 비 일시적 저장매체이거나 램(RAM) 등의 일시적 저장매체를 포함할 수 있으나, 본 개시의 범위가 이에 한정되는 것은 아니다. 이러한 메모리(120)는 내장 메모리 및/또는 외장 메모리를 포함할 수 있으며, DRAM, SRAM, 또는 SDRAM 등과 같은 휘발성 메모리, OTPROM(one time programmable ROM), PROM, EPROM, EEPROM, mask ROM, flash ROM, NAND 플래시 메모리, 또는 NOR 플래시 메모리 등과 같은 비휘발성 메모리, SSD. CF(compact flash) 카드, SD 카드, Micro-SD 카드, Mini-SD 카드, Xd 카드, 또는 메모리 스틱(memory stick) 등과 같은 플래시 드라이브, 또는 HDD와 같은 저장 장치를 포함할 수 있다.

[0052] 그리고, 메모리(120)에는 상술한 바와 같이, 본 개시에 따른 학습을 수행하기 위한 알고리즘 및 수행 코드에 관련된 정보가 일시적 또는 비 일시적으로 저장될 수 있다. 그 밖에도 본 개시의 목적을 달성하기 위한 범위 내에서 필요한 다양한 정보가 메모리(120)에 저장될 수 있으며, 메모리(120)에 저장된 정보는 서버 또는 외부 장치로부터 수신되거나 사용자에 의해 입력됨에 따라 갱신될 수도 있다.

[0053] 프로세서(130)는 표면 근전위 인터페이스 장치(100)의 전반적인 동작을 제어할 수 있다. 구체적으로, 프로세서(130)는 메모리(120)를 포함하는 표면 근전위 인터페이스 장치(100)의 구성과 연결되며, 메모리(120)에 저장된 적어도 하나의 명령을 실행하여 표면 근전위 인터페이스 장치(100)의 동작을 전반적으로 제어할 수 있다.

[0054] 프로세서(130)는 다양한 방식으로 구현될 수 있다. 예를 들어, 프로세서(130)는 주문형 집적 회로(Application Specific Integrated Circuit, ASIC), 임베디드 프로세서, 마이크로 프로세서, 하드웨어 컨트롤 로직, 하드웨어 유한 상태 기계(Hardware Finite State Machine, FSM), 디지털 신호 프로세서(Digital Signal Processor, DSP) 중 적어도 하나로 구현될 수 있다.

[0055] 프로세서(130)는 일종의 중앙처리장치로서 메모리(120)에 탑재된 제어 소프트웨어를 구동하여 표면 근전위 인터페이스 장치(100)의 동작을 제어할 수 있다. 프로세서(130)는 데이터를 처리할 수 있는 모든 종류의 장치를 포함할 수 있다. 여기서, '프로세서(processor)'는, 예를 들어 프로그램 내에 포함된 코드 또는 명령어로 표현된 기능을 수행하기 위해 물리적으로 구조화된 회로를 갖는, 하드웨어에 내장된 데이터 처리 장치를 의미할 수 있다.

[0056] 도 4는 일 실시 예에 따른 정적인 표면 근전위 신호의 특성을 설명하기 위한 도면이다.

[0057] 도 4를 참조하여, 표면 근전위 신호 모델에서의 관절 토크 추정을 위해 전제된 근육의 구동과 표면 근전위 모델에 대해 설명한다. 도 4(a)는 고정 표면 근전위 신호의 조건부 확률 밀도 함수(0 평균 가우스 분포)를 나타내고, 도 4(b)는 신경 구동(neural drive), 근력(muscle force) 및 표면 근전위 모델의 개념을 나타낸 것이며, 여기서 c_i 값은 일정한 값이다.

[0058] 전제된 모델에서, 신경 구동 신호 ν는 대뇌에서 어떤 특정 근육을 몇 % 활성도하고 싶은지 운동 의도가 발생되면 이를 근육이 알아들을 수 있는 코드(암호문)로 변환한 신호라고 할 수 있다.

[0059] 실제로는 방대한 양의 신경 선을 타고 전압 스파이크 배열이 근육으로 전달되는데, 현재 인류는 이러한 신경 구동 신호를 직접 측정할 수 있는 기술이 없다. 하지만 실제로 이 신호는 대뇌가 각 근육 단위를 몇 % 활성도 하고 싶은지에 대한 정보가 담겨있다.

[0060] 따라서, 신경 구동 신호가 마침내 근육에 당도하면 근육은 이 신경 구동 신호에 대응하는 근활성을 시작하게 되는데, 이때 각 근 섬유 표면에서 전압 신호들이 마구잡이로 발생하게 되며, 이 전압을 피부 상에 배치된 전극을 통해 감지한 것이 표면 근전위다. 즉, 표면 근전위를 감지하여 신경 구동 신호가 담겨진 정보를 추정하게 되는 것이다.

[0061] 이를 위해, 실제 근활성에 따른 표면 근전위를 감지하기 위한 인터페이스가 필요하다.

[0062] 그리고 표면 근전위는 상술한 바와 같이, 신경 구동 신호처럼 인간은 알 수 없는 아날로그 잡음과 같은 형태를 띠고 있다. 즉 신경 구동 신호로 대뇌가 근육을 몇% 활성도하고 싶은지 이해하기 어려운 것과 유사하게, 신호처리를 하지 않은 잡음 같은 표면 근전위 신호만으로는 근육이 몇 % 활성도 되었는지 알기 어렵다.

[0063] 하지만 이러한 잡음 같은 표면 근전위 신호는 어떤 수학적 특성이 알려져 있는데, 평균이 0이고 근력이 증가함에 따라 표준편차가 같이 증가하는 정규분포(가우스분포)로 측정된다는 것이다. 즉, 표면 근전위의 표준편차를 측정하면, 간접적으로 인간이 알 수 있는 근육 활성도를 추정해 낼 수 있다.

[0064] 근육 활성도는 정의가 엄밀히 이루어진 개념은 아니지만, 근력과 스케일만 다른 것이라고 볼 수 있다. 즉, 근력 0 = 활성도 0%, 최대 근력 = 활성도 100% 이고, 중간의 값은 근육 활성도와 근력이 선형적 관계가 있는 것으로 볼 수 있다.

[0065] 따라서, 일 실시 예에서는, 복수 개의 전극을 사용해 각 근육 단위의 근육 활성도를 추정하는 것은 결국 근력을 추정하는 것과 동일한 선상의 문제라고 볼 수 있다.

[0066] 이를 기반으로, 일 실시 예에서는, 복수 개의 전극을 통해 측정한 근육 단위의 표준편차가 복수 개 산출될 수 있는데, 이러한 표준편차를 이용하여, 각 근육 단위의 근력을 추정하고 이를 합해서 전체 근육의 근력을 추정하여야 한다.

[0067] 하지만 비교 가능한 측정값은 전체 근육의 근력뿐이므로, 한정된 개수인 전체 근육의 근력 값을 바탕으로 복수 개의 근육 단위가 각각 어떻게 근력에 기여하고 있는지 추정해야 한다. 앞에서 설명한 것처럼, 본 명세서에 근육 단위는 심부 근육을 포함한 각 근육이 독립적인 근육 단위로 분할되는 것으로 전제한다. 이것은 하나의 해부학적 근육이 적어도 하나 또는 복수의 근육 단위로 구분되는 것을 의미한다.

[0068] 일 실시 예에서, 조정 계수로서 두 가지 계수인 크기를 보정하는 리스케일링 계수와 선형화 계수를 이용하여 각 근육 단위의 근육 단위 활성도의 전체 근력에 대한 기여도를 조정한다.

[0069] 또한, 물리적으로 측정 가능한 두 가지 지표인, '표면 근전위의 표준편차'와 '근력' 사이에는 일반적으로 비선형적 비례 관계가 있는 것으로 알려져 있는데, 이는 각 근육 단위의 표면 근전위의 표준편차와 각 근육 단위의 근력 사이에 실제적으로 비선형적 관계인 것이 아니라, 표면 근전위 전극 자체, 즉 장비적인 문제와 인간의 근육 및 지방의 분포와 같은 해부생리학적인 문제에 기인하는 것으로 전제한다.

[0070] 따라서 각 근육 단위의 표면 근전위의 선형성 및 크기의 왜곡 정도를 추정하여, 실제 근육 단위의 근육 활성도가 외부 토크에 기여하는 정도를 복원하여야 한다. 즉, 복수 개의 전극에서 비 선형적으로 측정된 표면 근전도에 기반하여, 근육 단위의 왜곡된 표면 근전도를 근육 단위의 실제 표면 근전도 특성에 맞도록 선형성을 복원한다. 이후, 표면 근전위 인터페이스 장치(100)는 사용자로부터 측정한 표면 근전위를 각 근육 단위의 표면 근전도의 선형성 추정 방법으로 처리하고, 각 근육 단위의 근육 활성도를 정확하게 추정하고, 이에 기반하여 정확한 토크 제어 등을 위한 제어 신호를 생성할 수 있다.

[0071] 상술한 바와 같이, 표면 근전위 신호는 근육 섬유의 각 활동 전위의 공간적 및 시간적 중첩에서 비롯되는 것으로, 다양한 인자들의 확률적 특성(즉, 각 활동 전위의 타이밍, 다양한 근육 단위 크기, 피부에 전극의 위치)로 인하여 표면 근전위 신호의 분석 모델을 결정하기 어렵다.

[0072] 이에, 일 실시 예에서는 표면 근전위 신호의 확률적 모델을 사용하여 근육 활성도도를 추정할 수 있다.

[0073] 도 4(a)에 도시된 바와 같이, 표면 근전위는 확률 밀도 함수가 평균값이 항상 0인 가우시안(정규) 분포로 표현될 수 있는 확률적 신호이다.

[0074] 이러한 표면 근전위 신호의 조건부 확률 밀도 함수는 다음 수학식 1과 같이 표현할 수 있다.

수학식 1

[0075]
$$P(m|\sigma) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} e^{-\frac{m^2}{2\sigma^2}}$$

[0076] 여기서 m은 측정된 표면 근전위 신호 샘플이고 σ는 표면 근전위 신호의 모집단 표준 편차이다. 일 실시 예에서는, 근육 활성도도는 시간 변화에 따라 변하지 않는다고 가정할 수 있다(즉, 표면 근전위 신호는 고정된 무작위 과정임).

[0077] 상기 수학식 1은 모집단 표준편차가 σ로 주어지는 조건에서 표면 근전위 신호가 m으로 측정될 사전확률을 나타낸다. 표면 근전위 신호의 평균값은 항상 0이고 근육 활성도와 무관하므로 수학식 1의 표준 편차 σ는 근육 활성도의 유일한 계수다. 따라서 모집단 표준편차 σ의 추정은 근육 활성도 추정과 관련이 있으며, 근육 활성도는 일반적으로 σ의 비선형 함수로 관찰된다.

[0078] 따라서, 일 실시 예에서는, σ가 표면 근전위의 현실적 측정 문제로 인한 왜곡된 근육 활성도를 나타내고, 신경 구동 ν는 σ의 비선형 함수이며, 근력 f는 ν의 선형 함수라고 가정할 수 있다. 이러한 가정을 기반으로, 일 실시 예에서는, 신경 구동 ν와 근력 f를 추정하기 위해서 σ를 먼저 추정해야 한다(도 4(b) 참조).

[0079] 프로세서(130)는 측정된 표면 근전위 신호 m에서 모집단 표준 편차 σ를 통계적으로 추정하기 위해 최대 우도 추정을 사용할 수 있다. 가우스 분포에 대한 최대 우도 추정은 두 가지 다른 방법으로 얻을 수 있다.

[0080] 하나는 고정된 i번째 전극의 시계열 데이터를 이용하여 계산된 시간 평균 $\bar{\sigma}$이고 수학식 2와 같이 나타낼 수 있으며, 다른 하나는 고정된 시간 t에서 여러 전극의 앙상블 데이터를 이용한 앙상블 평균 $\hat{\sigma}$이고 각각 수학식 2 및 수학식 3과 같이 나타낼 수 있다.

수학식 2

[0081]
$$\bar{\sigma}(i) = \sqrt{\frac{1}{T}\int_0^T m_i^2(t)dt}$$

수학식 3

[0082]
$$\hat{\sigma}(t) = \sqrt{\frac{1}{N-1}\sum_{i=1}^{N} m_i^2(t)}$$

[0083] 여기서 $m_i(t)$는 시간 t에서 i번째 전극의 표면 근전위 신호, T는 시간 기록 길이(샘플링 시간), N은 총 전극 수이다.

[0084] 시간적 평균 $\bar{\sigma}$을 통해 모집단 표준편차 σ를 추정하는 것은 정확한 추정을 위한 많은 샘플을 쉽게 얻을 수 있다는 장점이 있지만, 이는 큰 시간 레코드 길이를 필요로 하므로 신호 처리기의 시간 지연이 발생하고, 외부 장치의 제어 신호 생성 역시 시간 지연이 발생한다는 문제가 있다.

[0085] 반면, 공간적 앙상블 평균 $\hat{\sigma}$은 시간 지연 없이 더 많은 전극에서 더 많은 데이터를 수집하기 때문에 시간 지연을 유발하지 않는 효과가 있다..

[0086] 따라서 일 실시 예에서는, 모집단 표준편차 σ의 추정 정확도를 향상시키기 위해 앙상블 평균 $\hat{\sigma}$과 시간 평균

$\bar{\sigma}$ 두 가지를 모두 최대 우도 추정량으로 사용할 수도 있다. 그러면 각 추정치의 기대치와 분산은, 시간 평균의 경우 아래 수학식 4, 공간적 앙상블 평균의 경우 아래 수학식 5와 같이 주어질 수 있다.

수학식 4

[0087]
$$E[\bar{\sigma}^2] = \sigma^2, \qquad V[\bar{\sigma}^2] \approx \frac{2\sigma^4}{BT}$$

수학식 5

[0088]
$$E[\hat{\sigma}^2] = \sigma^2, \qquad V[\hat{\sigma}^2] = \frac{2\sigma^4}{N-1}$$

[0089] 여기서 B는 신호의 샘플링 대역폭이다. 수학식 4와 수학식 5에서 $\bar{\sigma}^2$와 $\hat{\sigma}^2$의 기대치는 모집단 분산 σ^2와 같으며, 이는 편향되지 않은 추정량을 의미할 수 있다. σ의 정확한 추정치를 얻으려면 추정치의 분산(즉, $V[\bar{\sigma}^2]$ 및 $V[\hat{\sigma}^2]$)을 최소화해야 한다.

[0090] 수학식 4와 수학식 5에 따르면, 프로세서(130)에서의 허용 가능한 시간 지연이 주어지면(즉, 최대 T가 주어진 경우) 추정치의 변동을 최소화하기 위해 샘플링 대역폭 B와 전극 수 N을 최대화해야 한다.

[0091] 예를 들어, 표면 근전위 신호의 유효 대역폭은 대략 0.5[kHz]일 수 있으며, 나이퀴스트 샘플링 정리(Nyquist sampling theorem)의 결과에 의하면 1.0[kHz] 샘플링 속도가 필요할 수 있다. 또한, 전극의 개수 N은 근육의 크기와 피부의 제한된 공간을 고려하여 미리 설정된 개수로 설정될 수 있다. 따라서 일 실시 예에서는, 표면 근전위 데이터는 1.0[kHz] 샘플링 속도로 복수의 전극에서 샘플링될 수 있다.

[0092] 한편, 상기 수학식 4와 수학식 5의 관계를 보면, $\bar{\sigma}^2$와 $\hat{\sigma}^2$의 분산이 모집단 분산 σ^2의 제곱(즉, σ^4)에 비례하고 샘플링 대역폭 B, 시간 기록 길이 τ 및 전극 수 N에 반비례한다는 것을 알 수 있다. 이것은 근육 활성도가 증가하고 전극의 수와 시간 기록 길이 T가 감소함에 따라 σ의 추정 정확도가 떨어진다는 것을 의미할 수 있다.

[0093] 여기서, 긴 기록 시간 T는 시간 지연을 유발할 수 있기 때문에 복수 개의 전극 N은 최소한의 시간 지연으로 추정 정확도를 높이는 데 중요한 역할을 할 수 있다.

[0094] 도 5는 일 실시 예에 따른 근육 단위 분해 및 조정 방법의 개념을 설명하기 위한 도면이다.

[0095] 도 5(a)는 서로 상관성을 가지는(독립적이지 않은) 표면 근전위 신호 m_i, 도 5(b)는 각각 서로 독립적인 표면 근전위 신호 d_i(독립 표면 근전위 신호라고 불릴 수 있다), 도 5(c)는 조정된 근육 단위의 근력 신호 f_i(근육 단위 별 조정 근육 단위 활성도라고 불릴 수 있다)를 나타낸다.

[0096] 즉, 전극에서 측정된 표면 근전위 m_i는 각 근육들과의 거리가 일정하지 않은 복수의 전극들에서 측정되므로, 전극에서 측정된 표면 근전위 m_i에 기반하여 계산된 근육 단위(MU)들의 모집단 표준편차 σ에 기반하여 추정된 근육 단위들의 근육 활성도(도 5 (a))는 왜곡된 것일 수 있다. 이를 각각 서로 독립적인 표면 근전위 신호 d_i에 기반한 표준 편차 σ_{d_i}를 추정하고(도 5 (b)), 표준 편차 σ_{d_i}와 외력(실험적으로는 전극에서 표면 근전위 m_i를 측정할 때 토크 센서에 의해 측정되는 토크) 사이의 선형성 관계를 복원하기 위한 조정 계수들을 추정(도 5 (c))함으로써, 각 근육 단위의 근육 활성도의 외력에 대한 기여도를 정확하게 추정할 수 있다. 아래

에서 자세한 방법을 설명한다.

[0097] 공간적 앙상블 샘플을 사용하여 표면 근전위의 모집단 표준 편차 σ 를 추정하려면 전극 간의 독립성을 만족해야 한다. 그러나 표면 근전위 신호는 전극의 위치에 따라 측정 값이 달라지므로 실제로 서로 독립적인 표면 근전위 데이터를 얻기가 어렵다. 가우스 분포의 경우 상관되지 않은 표본은 독립 표본과 같아서, 서로 상관성이 없는 (독립적인) 표면 근전위 신호 는 상관된(독립되지 않은) 표면 근전위 신호 로부터 추출되어야 한다.

[0098] 즉, 도 5(a)에 도시된 바와 같이, 피부에 배치된 각 전극은 복수의 근육 단위(MU)에서 발생한 활동 전위의 합을 측정할 수 있으나 이 합은 전극에서 근육 단위까지의 거리가 다르기 때문에 왜곡될 수 있다.

[0099] 이에, 프로세서(130)는 전극 간의 $\mathbb{R}^{N\times N}$ 공분산 행렬 $\mathbf{C}_m$ 을 다음 수학식 6과 같이 계산할 수 있다.

수학식 6

[0100]
$$\mathbf{C}_m = \begin{bmatrix} \sigma^2_{m_{11}} & \cdots & \sigma^2_{m_{1N}} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \sigma^2_{m_{N1}} & \cdots & \sigma^2_{m_{NN}} \end{bmatrix}, \qquad \sigma^2_{m_{ij}} = E[m_i m_j]$$

[0101] 수학식 6에서 대각선 요소(즉, $\sigma^2_{m_{ii}}$)는 i번째 전극에서 추정된 표준편차의 제곱이고, 비대각선 요소(즉, $\sigma^2_{m_{ij}}$)는 i번째 전극과 j번째 전극 사이의 공분산이며 일반적으로 0이 아닌 값을 취한다. 이는 두 채널이 상호 연관되어 있음을 의미할 수 있다.

[0102] 일 실시 예에서는, 상관되지 않은 신호를 추출하기 위해 고유값(eigenvalue) 분해 기법이 사용될 수 있다. 결과적으로 고유값 및 고유벡터 행렬은 다음 수학식 7과 같이 $\mathbf{C}_m$ 에서 파생될 수 있다.

수학식 7

[0103]
$$\mathbf{C}_m = \mathbf{V}^{-1}\mathbf{\Lambda}\mathbf{V}$$
$$\mathbf{V} = \begin{bmatrix} v_{11} & \cdots & v_{1N} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ v_{N1} & \cdots & v_{NN} \end{bmatrix}, \qquad \mathbf{\Lambda} = \begin{bmatrix} \lambda_1^2 & \ddots & 0 \\ & & \\ 0 & & \lambda_N^2 \end{bmatrix}$$

[0104] 여기서 $\mathbf{V}$ 및 $\mathbf{\Lambda}$ 는 각각 $\mathbb{R}^{N\times N}$ 고유벡터(eigenvector) 및 $\mathbb{R}^{N\times N}$ 고유값 행렬이다. $\mathbf{V}$ 은 물리적으로 전극의 위치와 관련이 있으며 이를 기반으로 서로 독립적인 표면 근전위 신호를 추출할 수 있다.

[0105] 즉, 프로세서(130)는 고유벡터 행렬 $\mathbf{V}$ 을 사용하여 독립적인 표면 근전위 신호 $\mathbf{d}(t)$ 를 다음 수학식 8과 같이 산출할 수 있다.

수학식 8

$$\mathbf{d}(t) = \mathbf{V}\mathbf{m}(t)$$

$$\begin{bmatrix} d_1(t) \\ \vdots \\ d_N(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} v_{11} & \cdots & v_{1N} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ v_{N1} & \cdots & v_{NN} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} m_1(t) \\ \vdots \\ m_N(t) \end{bmatrix}$$

[0106]

[0107] 일 실시 예에서, 고유벡터 $\mathbf{V}$ 는 전극의 위치가 고정된 경우 근육 활성도 수준에 관계없이 상수(즉, 시간 불변) 행렬이라고 가정할 수 있다. 공학적 관점에서, 이 가정은 고유 벡터가 근육 활성도의 함수인 경우 독립적인 표면 근전위 신호 $\mathbf{d}(t)$ 를 얻기 위해 모든 근육 활성도 수준에 대해 무한한 수의 고유 벡터 행렬이 필요하기 때문에 중요하다.

[0108] 즉, 프로세서(130)는 $d_i(t)$ 와 $d_j(t)$ 사이의 $\mathbb{R}^{N\times N}$ 공분산 행렬 $\mathbf{C_d}$ 을 다음 수학식 9와 같이 계산할 수 있다.

수학식 9

$$\mathbf{C}_d = \begin{bmatrix} \sigma_{d_1}^2 & & 0 \\ & \ddots & \\ 0 & & \sigma_{d_N}^2 \end{bmatrix}, \qquad \sigma_{d_i}^2 = E[d_i d_i]$$

[0109]

[0110] 이때, 자기공분산 $\sigma_{d_i}^2$ (즉, 고유값 λ_i 의 제곱)가 독립적인 표면 근전위 d_i 의 제곱에 해당하므로 $\mathbf{C_d}$ 은 대각행렬이 된다. 그러나 표면 근전위 신호는 근육 단위와 전극 사이의 서로 다른 지방층 두께로 인한 왜곡의 결과이기 때문에 σ_{d_i} 에는 i번째 근육 단위의 실제 값이 반영되어 있지 않을 수 있다(도 5(b) 참조).

[0111] 따라서, 일 실시 예로서, 근력을 다음 수학식 10과 같이 σ_{d_i} 의 거듭제곱 함수로 가정할 수 있다.

수학식 10

$$F(t) = \sum_{i=1}^{n} f_i'(t) = \sum_{i=1}^{n} f_i(t) = \sum_{i=1}^{n} \mu_i v_i(t) = \sum_{i=1}^{n} \mu_i \sigma_{d_i}^{\xi_i}(t)$$

[0112]

[0113] 여기서 F는 근력, v_i 는 i번째 근육 단위의 신경 구동 신호, f_i' 는 i번째 근육 단위의 왜곡성이 보정되지 않은 근육 단위 활성도이며, f_i 는 i번째 근육 단위의 왜곡성이 보정된 조정된 근력으로서 조정 근육 단위 활성도이고, μ_i 와 ξ_i 는 각각 전극과 근육 단위 사이의 거리(도 5(c) 참조)를 보상하기 위한 조정 계수계수인 스케일링 계수 및 선형화 계수이다. 즉, μ_i 는 조정 단위 근육 단위 활성도를 위한 독립된 근육 단위의 모집단 표준 편차인 σ_{d_i} 의 크기(스케일링)를 조정하게 되고, ξ_i 는 비 선형성을 조정하게 된다. 즉, 독립 표면 근전

위 d_i의 표준 편차 σ_{d_i}의 비 선형성이 조정 계수 중의 하나인 ξ_i에 의해 조정되어 보정 표준 편차($\sigma_{d_i}^{\xi_i}$)를 생성할 수 있다. 따라서, 근육 단위의 왜곡성이 보정된 조정된 근력으로서 조정 근육 단위 활성도 f_i는 보정 표준 편차($\sigma_{d_i}^{\xi_i}$)와 선형성을 가지게 된다.

[0114] 정리하면, 복수의 전극으로부터 측정된 표면 근전위 및 고유 벡터 분해 방법에 기반하여 독립된 근육 단위의 전기적 신호(d_i)를 구별하고, 각 근육 단위의 전기적 신호(d_i)의 왜곡성을 보정하지 않은 표준 편차에 기반하는 근육 단위 별 근육 단위 활성도 f_i'는 근력에 대한 각 근육 단위의 정확한 활성도 기여분을 반영하지 못하고, 왜곡성을 보정하지 않은 표준 편차인 σ_{d_i}와 비례 관계는 가지지만 선형성을 가지지 못하여, σ_{d_i}에 기반하여 제어 신호를 생성하기 어렵다.

[0115] 따라서, 근육 단위 활성도 f_i'의 기반이 된 근육 단위의 전기적 신호(d_i)의 표준 편차(σ_{d_i})를 조정 계수를 통하여 근력에 대한 각 근육 단위 별 활성도 기여 관계를 정확하게 반영한 보정 표준 편차($\sigma_{d_i}^{\xi_i}$) 및 다른 조정 계수 중 하나인 μ_i를 산출하여 조정 근육 단위 활성도 f_i를 결정할 수 있다. 이후, 피험자로부터 측정된 표면 근전위에 기반하여 상기 및 아래에서 추가적으로 설명한 방법으로 획득한 조정 계수(μ_i, ξ_i)를 피험자로부터 측정된 표면 근전위에 적용하여(정확히는 표면 근전위에 기반하여 산출된 독립 표면 근전위의 표준 편차 σ_{d_i}에 적용하여) 근육 단위별 조정 근육 단위 활성도를 산출하고, 각 조정 근육 단위 활성도의 합인 피험자가 의도한 근력(토크)을 위한 제어 신호를 정확하고 빠르게 생성할 수 있다.

[0116] 이러한 조정 계수는, 일 실시 예에서는 기 설정된 조정 알고리즘을 기반으로, 사전에(실험적으로) 산출될 수 있으나, 의수의 경우 대상자의 외력을 측정할 수 없으므로, 유사한 신체적 특성을 가진 사람들의 통계적 계수 값을 적용할 수 있다. 예를 들어, 조정 계수가 상기 방법에 의해 다양한 피험자들로부터 측정되고 이를 성, 나이, 근육량 등에 따라 분류하여 미리 저장되어 있을 수 있다.

[0117] 다른 실시 예에서, 일부 의수 사용자의 경우, 근육이 손상되어 일부의 근육 단위에서만 신호가 확보 가능한 경우에는 실험적 조정을 통해 미리 설정된 복수의 프리셋 계수들 중에서 사용자의 기호에 맞는 조정 계수를 선택하게 할 수 있다. 예를 들어, 극단적으로 의수 사용자가 실제 손을 구동하는 근육이 하나도 남아있지 않은 경우, 다른 부위의 근육(예를 들어, 평소에 잘 사용하지 않는 가슴근육 등)을 사용할 수도 있다. 이러한 근육은 원래 신경해부학적 관점에서 연관이 없던 근육이므로 조정계수를 변경해가며 사용자가 해당 근육으로 의수를 동작하기에 가장 편한 조정계수 값을 찾아서 적용할 수 있다.

[0118] 그리고 실제로는 해부학적 근육 상태와 전극 패턴에 따라 달라지기 때문에 근육 모델에서 μ_i와 ξ_i를 얻기가 어렵다. 이러한 물리적 제한은 표면 근전위 신호가 근육 내부가 아니라 피부 표면에서 측정된다는 사실에서 비롯된다.

[0119] 따라서 일 실시 예에서는 μ_i와 ξ_i를 얻기 위해 등척성(isometric) 조건에서의 조정(보정) 절차를 수행할 수 있다.

[0120] 이하에서, 등척성 조건에서의 조정 방법에 대해 구체적으로 설명하도록 한다.

[0121] 일 실시 예에서, n개의 협동근(synergist)에 의해 생성되는 총 관절 토크 T는 다음 수학식 11과 같이 간단히 모델링할 수 있다. 여기서, 협동근은 어떤 근육이나 근군(筋群)에 대해 생체 내에서의 배치상 서로 협력하는 운

동 또는 장력관계를 갖는 다른 근육, 즉 같은 방향으로 작용하는 근육을 말하며, 복수의 근육 단위를 의미할 수 있다.

수학식 11

[0122] $$T = \sum_{i=1}^{n} T_i = \sum_{i=1}^{n} r_i f_i$$

[0123] 여기서 T 는 순 관절 토크이고 r_i 와 f_i 는 각각 모멘트 암(moment arm, 모멘트를 일으키는 힘과 이 힘에 의해 회전 작용이 발생하는 지점과의 거리)과 i번째 근력이다.

[0124] 생리학적으로 근력은 관절각(θ)과 각속도($\dot{\theta}$) 및 근육 활성도의 함수로 잘 알려져 있다. 그러나 등척성 조건이 가정되면(즉, 관절각과 각속도가 일정함), 관절 토크 T 는 근육 활성도에만 의존하며, 이는 이 토크가 표면 근전위 데이터(근육 활성도)에 의해 다음 수학식 12와 같이 추정될 수 있음을 의미할 수 있다.

수학식 12

[0125] $$\hat{T} = \sum_{i=1}^{n} r_i f_i = \sum_{i=1}^{n} r_i \mu_i \nu_i = \sum_{i=1}^{n} \gamma_i \sigma_{d_i}^{\xi_i}$$

[0126] 여기서 $\hat{T}$ 는 추정된 토크이고 $\gamma_i = r_i \mu_i$ 는 양의 상수이다. 상기 수학식 12에서 측정된 표면 근전위 신호에서 σ_{d_i} 가 분해되고 $\nu_i = \sigma_{d_i}^{\xi_i}$ 가 표면 근전위의 왜곡을 보상하는 근육 활성도(즉, 신경 구동 신호)를 나타낸다.

[0127] 수학식 12에서 관절 토크 T 와 σ_{d_i} 는 각각 토크 센서와 표면 근전위 신호에 기반하여 측정될 수 있기 때문에 γ_i 와 ξ_i 를 추정할 수 있다. 그러나 γ_i 와 ξ_i 는 T 와 σ_{d_i} 에 의해 유일하게 결정될 수 없기 때문에, 일 실시 예에서는, 조정 단계에서 측정된 토크 T 와 추정된 토크 $\hat{T}$ 사이의 토크 추정 오차 ε 를 최소화하기 위해 γ_i 와 ξ_i 를 다음 수학식 13과 같이 나타낼 수 있다.

수학식 13

[0128] $$\min[\varepsilon^2] = \frac{E\left[\left(\hat{T} - T\right)^2\right]}{T^2} = \frac{E\left[\left(\sum_{i=1}^{n} \gamma_i \sigma_{d_i}^{\xi_i} - T\right)^2\right]}{T^2}$$

[0129] 일 실시 예에서의 조정 절차는 여러 개의 협동근에 의해 생성되는 관절 토크를 추정할 수 있다는 장점이 있다. 예를 들어, 인간의 팔꿈치 굴곡 토크는 주로 두 개의 근육에 의해 생성된다. 하나는 피부 표면 근처에 위치한 표면 근육(예를 들어, 상완이두근)이고, 다른 하나는 상완이두근 아래 깊숙이 위치한 심부 근육(예를 들어, 상

완근)이다. 상완근의 근육 단위 활성도는 피부 표면으로 전달되는 도중에 쉽게 줄어들어 상완근의 활성도를 추정하기 어렵다. 그러나 조정 절차를 통해 심부 근육 단위 활성도의 원래 크기를 부분적으로 복원할 수 있다.

[0130] 한편, 일 실시 예에서, 표준편차 σ 의 추정 정확도를 향상시키기 위해서는 전력선과 모션 아티팩트의 노이즈를 억제하는 것이 중요하기 때문에, 일 실시 예에서는 노이즈 감소 알고리즘을 적용할 수 있다.

[0131] 일반적으로 대역 정지 주파수가 60Hz인 노치 필터와 차단 주파수가 20Hz인 고역 통과 필터를 각각 사용하여 전력선 노이즈와 모션 아티팩트의 영향을 줄일 수 있다. 그러나 이 두 필터는 근육이 활성화되지 않더라도 나타날 수 있는 모든 기준 소음을 제거할 수 없다.

[0132] 이에, 일 실시 예에서는, 표면 근전위 신호 m_i 를 다음 수학식 14와 같이 모델링할 수 있다.

수학식 14

[0133] $$m_i(t) = s_i(t) + n_i(t)$$

[0134] 여기서 인덱스 i는 전극 번호, m_i 는 노이즈 포함 측정된 표면 근전위 신호, s_i는 순수한 표면 근전위 신호, n_i 는 노이즈를 나타낸다.

[0135] 그리고 프로세서(130)는 표면 근전위 신호 m_i 와 m_j 간의 공분산을 다음 수학식 15와 같이 계산할 수 있다.

수학식 15

[0136] $$E[m_i m_j] = E[s_i s_j] + E[n_i n_j]$$
$$\rightarrow \sigma^2_{m_{ij}} = \sigma^2_{s_{ij}} + \sigma^2_{n_{ij}}$$

[0137] 여기서 $\sigma^2_{m_{ij}}$ 는 측정된 표면 근전위 공분산, $\sigma^2_{s_{ij}}$ 는 순수 표면 근전위 공분산, $\sigma^2_{n_{ij}}$는 두 전극 간의 노이즈 공분산이다. 일 실시 예에서, 노이즈 n_i 와 순수 표면 근전위 s_i 는 상호 상관관계가 없다고 가정할 수 있다.

[0138] 이에, 수학식 4에서의 순수 표면 근전위 공분산은 다음 수학식 16과 같이 행렬 형식으로 표현할 수 있다.

수학식 16

[0139] $$C_s = \begin{bmatrix} \sigma^2_{s_{11}} & \cdots & \sigma^2_{s_{ij}} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \sigma^2_{s_{ji}} & \cdots & \sigma^2_{s_{NN}} \end{bmatrix}, \qquad \sigma^2_{s_{ij}} = \sigma^2_{m_{ij}} - \sigma^2_{n_{ij}}$$

[0140] 한편, 노이즈 공분산 $\sigma^2_{n_{ij}}$ 는 근육이 활성화되지 않은 경우 측정된 표면 근전위 데이터에서 실험적으로 얻을 수 있다(즉, $\sigma^2_{s_{ij}} = 0$ 인 경우, $\sigma^2_{m_{ij}} = \sigma^2_{n_{ij}}$).

[0141] 따라서 순수 표면 근전위 신호는 측정 표면 근전위 신호에서 이론적으로 추출될 수 있다. 이 결과는 저역 통과 필터 알고리즘과 같은 기존의 시간 영역 접근 방식과 비교하여 노이즈 감소에서 확률론적 표면 근전위 처리의

이점이 있다.

[0142] 도 6은 일 실시 예에 따른 비 정적인(Nonstationary) 표면 근전위 신호 추정을 설명하기 위한 도면이고, 도 7은 일 실시 예에 따른 관절 토크 추정을 위한 전체 알고리즘을 개략적으로 나타낸 도면이다.

[0143] 근육 토크가 시간 변화에 따라 동적으로 변하는 경우, $\sigma^2(t)$ 는 시간에 따라 변하며, 즉 표면 근전위 신호는 비 정적인(변화가 불규칙한) 신호일 수 있다.

[0144] 일 실시 예에서는, 시간에 따라 변하는 모집단 분산 $\sigma^2(t)$ 을 추정하기 분산 분석 방법(즉, F-검정)을 사용할 수 있다(도 6 참조).

[0145] F-검정은 귀무가설(null hypothesis, 가설검정의 대상이 되는 가설) $\bar{\sigma}^2(t_1) = \bar{\sigma}^2(t_2)$를 기각하고 $F > F_0$ 또는 $F < 1/F_0$ 인 경우, $\bar{\sigma}^2(t)$ 를 업데이트할 수 있다.

[0146] F-검정 과정에 대해 설명하면, 프로세서(130)는 먼저 수학식 2의 시간 평균으로 추정되는 두 개의 서로 다른 분산 $\bar{\sigma}^2(t_1)$과 $\bar{\sigma}^2(t_2)$가 다음 수학식 17과 같이 서로 다른 시간 $t_1 < t_2$에서 산출될 수 있다고 가정할 수 있다.

수학식 17

[0147]
$$\bar{\sigma}^2(t_1) = \frac{1}{T}\int_{t_1-T}^{t_1} m^2(t)dt,$$
$$\bar{\sigma}^2(t_2) = \frac{1}{T}\int_{t_2-T}^{t_2} m^2(t)dt$$

[0148] 그러면 $\bar{\sigma}^2(t_2)$가 $\bar{\sigma}^2(t_1)$과 동일하다는 귀무가설을 전개할 수 있다. 일 실시 예에서는, 상기 가정을 테스트하기 위해 새로운 변수 F를 다음 수학식 18과 같이 도입할 수 있다.

수학식 18

[0149]
$$\frac{1}{F_0} > F = \frac{\bar{\sigma}^2(t_2)}{\bar{\sigma}^2(t_1)} > F_0$$

[0150] 여기서, F_0는 유의 수준(significance level)을 결정하는 상수이다. F-검정에 따르면 F는 자유도가 (n-1, n-1)인 F 분포를 따르며, 수학식 18의 부등식이 충족되면 귀무가설이 기각될 수 있다. 적절한 유의 수준 F_0을 설정하면 $\sigma^2(t)$ 를 실시간으로 높은 정확도로 업데이트할 수 있다.

[0151] 상술한 F-검정의 장점은 불확실한 업데이트를 방지하여 신호 대 잡음비를 향상시키는 것이다.

[0152] F-검정의 정확도는 동일한 유의 수준 F_0에 대해 귀무가설을 거부하기가 쉬워지기 때문에 많은 수의 표본 n에 의해 증가될 수 있지만, 긴 추정 지연(즉, 지연과 정확성 사이의 트레이드오프)을 유도할 수 있다.

[0153] 따라서, 일 실시 예에서는, 인간의 전기기계적 지연 50[ms]을 고려하여 100개의 샘플로 F_0을 1.4로 설정하였으며, 이는 5[%] 유의 수준(즉, $p < 0.05$)을 의미할 수 있다. 이 정확도는 단일 전극을 단독으로 사용할 때 얻어

질 수 있다.

[0154] 일 실시 예에서는, 예를 들어, 16 개의 전극을 사용하여 신호 대 잡음비를 개선하기 위해 동일한 시간 내에 더 많은 샘플을 수집하는데, 이는 전극이 일 실시 예에서 중요한 역할을 하는 이유이다.

[0155] 도 7은 관절 토크 추정을 위한 전체 알고리즘을 개략적으로 나타낸 것으로, 상술한 설명에서, 모집단 표준편차 σ 의 추정 정확도를 향상시키기 위해 앙상블 평균 $\hat{\sigma}$ 과 시간 평균 $\bar{\sigma}$ 두 가지를 모두 최대 우도 추정량으로 사용하고, 노이즈 감소를 위해 노치 필터와 고역 통과 필터를 사용하며, F-검정을 수행하는 전체 알고리즘을 포함하여 나타낸 것이다.

[0156] 이하에서는, 도 8 내지 도 15를 참조하여, 표면 근전위 인터페이스 장치(100)의 성능 검증을 위한 실험 과정 및 결과를 설명하도록 한다.

[0157] 도 8은 일 실시 예에 따른 표면 근전위 인터페이스 장치의 성능 확인 실험을 설명하기 위한 예시도이고, 도 9는 일 실시 예에 따른 전극에서 측정된 표면 근전위 데이터 m_i 측정 결과를 나타낸 도면이며, 도 10은 일 실시 예에 따른 독립적으로 분해된 표면 근전위 데이터 d_i 를 나타낸 도면이고, 도 11 및 도 12는 일 실시 예에 따른 표면 근전위 인터페이스 장치의 검증 결과를 나타낸 도면이며, 도 13은 일 실시 예에 따른 전극 수와 신호 처리 알고리즘에 따른 RMS 오차의 결과를 나타낸 도면이고, 도 14는 일 실시 예에 따른 고유값과 측정된 토크의 관계를 설명하기 위한 도면이며, 도 15는 일 실시 예에 따른 독립 근육 단위 신호 추출 결과를 나타낸 도면이다.

[0158] 일 실시 예에서는 도 9 내지 15의 실험 결과는 피험자 15명(남성 10명, 여성 5명)으로부터 측정되는 데이터를 실험 데이터로 하여 표면 근전위 인터페이스 장치(100)의 성능을 확인한 결과이다.

[0159] 이때, 도 8에 도시된 바와 같이, 실험 시 피험자들은 모니터에 표시되는 원하는 토크 프로필의 시각적 피드백을 따라 토크 프로필을 생성하도록 권장될 수 있으며, 실험 데이터 측정 시, 근육 피로를 방지하기 위해 수축 사이에 3초의 휴식 시간을 줄 수 있다.

[0160] 원하는 토크 프로파일은 7개의 선형 증가 토크 레벨(즉, 레벨 7은 최대 자발적 수축 토크의 80%)과 관련하여 4s 정적 수축 및 2s 상승/하강 수축을 갖는 사다리꼴 함수이고, 등척성 조건에서 자유 힘-변형 수축일 수 있다.

[0161] 표면 근전위 신호는 대상자가 팔꿈치 굴곡을 수행하는 동안 측정될 수 있다.

[0162] 일 실시 예에서는, 표면 근전위 샘플(즉, 총 16개 전극)을 수집하기 위해, 예를 들어 십자형 4채널 전극인 4개의 표면 근전위 센서가 사용될 수 있다. 도 2에 도시된 바와 같이, 제1 센서(전극 1-4)과 제2 센서(전극 5-8)는 상완이두근(Biceps brachii)의 장두와 단두 근위부에 위치될 수 있다. 그리고 제3 센서(전극 13-16)과 제4 센서(전극 9-12)는 상완근이 피부에 가까워지는 원위 상완의 내측과 외측에 위치될 수 있다. 접지 전극은 왼팔의 팔꿈치 관절에 부착될 수 있다.

[0163] 또한, 팔꿈치 굽힘 토크는 토크센서로 측정될 수 있으며, 토크센서 신호는 1.0 kHz에서 샘플링될 수 있다. 그리고 표면 근전위 신호도 1.0 kHz에서 샘플링되고 20 Hz 차단 주파수로 고역 통과 필터링되며 60 Hz 전력선 노이즈를 제거하기 위해 노치 필터가 사용될 수 있다.

[0164] 일 실시 예에서, 실험 절차는 조정 단계와 검증 단계의 두 가지 주요 단계를 포함할 수 있다.

[0165] 조정 단계에서 피험자는 팔꿈치 굴곡 토크를 생성하도록 권장되며 그 프로필이 모니터에 표시될 수 있다(도 8 참조).

[0166] 프로세서(130)는, 실험이 끝나면 공분산 행렬 $\mathbf{C_m}$ 에서 고유벡터 행렬 $\mathbf{V}$ 을 추출하여 16개의 독립적인 표면 근전위 신호로 분해할 수 있다. 일 실시 예에서, 고유벡터 행렬 $\mathbf{V}$ 을 상수행렬로 가정하지만, 실제로는 토크 수준에 따라 약간씩 변할 수 있다. 따라서 7개의 토크 레벨 중 4번째 토크 레벨 데이터(즉, 최대 자발적 수축 토크의 50%)를 사용하여 토크 레벨 전체에 걸쳐 고유벡터 행렬 $\mathbf{V}$ 의 변화를 최소화하기 위해 공분산 행렬 $\mathbf{C_m}$ 을 계산할 수 있다.

[0167] 따라서, 프로세서(130)는 수학식 8로부터 독립 근육 단위 신호 d_i를 계산하고 100ms 동안 시간 평균을 내어 각 독립 근육 단위의 표준편차 σ_{d_i}를 구할 수 있다. σ_{d_i}는 잡음 성분 σ_{n_i}를 포함하기 때문에 순수 신호 σ_{s_i}는 수학식 16에서 추출될 수 있다.

[0168] 그리고 프로세서(130)는 7개의 정적 토크 레벨 각각의 평균값을 이용하여 T와 $\sigma_{s_i}^{\xi_i}$의 합 사이의 상관관계(즉, 선형성)를 최대화하기 위해, 비선형 회귀 방법에 의해 비선형 지수 ξ_i를 추정할 수 있다.

[0169] 그 다음 프로세서(130)는 수학식 13에서 토크 추정 오차 ε를 최소화하는 γ_i를 계산하여 조정 단계를 완료할 수 있다.

[0170] 한편, 검증 단계에서 피험자는 조정 단계에서와 같이 팔꿈치 굴곡 토크를 생성하도록 권장되지만 토크는 조정 단계에서 이미 산출된 계수 γ_i, ξ_i 및 V을 기반으로 추정될 수 있다. 그리고 수학식 13의 토크 추정 오차 ε와 신호 대 잡음비가 검증될 수 있다.

[0171] 도 9는 전극으로부터 측정된 피험자의 표면 근전위 신호 m_i를 보여준다. 도 9(a)는 상완이두근 위에 위치한 전극 채널 1~8의 표면 근전위 신호를 나타낸 것이고, 도 9(b)는 상완근 위에 위치한 전극 채널 9~16의 표면 근전위 신호를 나타낸 것이다.

[0172] 도 10은 피험자의 표면 근전위 신호 m_i로부터 독립적으로 분해된 표면 근전위 d_i를 나타낸 것으로, 도 10(a)는 8개의 높은 진폭을 갖는 신호를 나타내고, 도 10(b)는 8개의 낮은 진폭을 갖는 신호를 나타낸 것이다.

[0173] 이러한 분해된 독립적인 표면 근전위 d_i는 고유벡터 행렬 V를 사용하여 m_i로부터 계산될 수 있다. 이 16개의 d_i 신호는 고유값의 크기로 레이블이 지정될 수 있다. 고유벡터 행렬 V은 토크 레벨 4(중간)에서 추출하여 토크 레벨 1(최저) 또는 7(최고)에서 작은 상관 관계를 유도할 수 있다.

표 1

Parameters used in stochastic sEMG processor for subject 1

Parameters	Values
γ_i	[0.8 0.2 2 2 1 3 0.4 4 1 0.4 0.3 0.3 0 0 0 0]
ξ_i	[0.39 0.47 0.54 0.51 0.79 0.57 0.41 0.86 0.73 0.68 0.70 0.80 – – – –]

[0174]

[0175] 표 1은 조정 방법에 기반하여 선형성을 복원하기 위해 추정된 계수를 보여준다. 일 실시 예에서는 이러한 계수를 통해 측정된 토크 T와 d_i의 표준 편차(즉, σ_{d_i}) 간의 관계가 선형화될 수 있다.

[0176] 도 11은 검증 단계에서의 실험 결과를 보여주는 것으로, 도 11(a)에서 검정색은 토크 센서에 의해 측정된 토크, 파란색 곡선은 표면 근전위 인터페이스 장치(100)의 조정 방법의 결과를 나타내고, 회색과 노란색 곡선은 종래의 이동평균 필터 사용 방법과 화이트닝 방법의 결과를 나타낸다. 도 11(b)는 토크 레벨 4에 대한 도 11(a) 일부를 확대 한 결과를 도시한다.

[0177] 도 11(c)를 참조하면, 등척성 조건에서 자유력 변화(역학) 수축의 결과를 확인할 수 있는데, 표면 근전위 인터페이스 장치(100)의 조정 방법(파란색 곡선)에서 토크 센서에 의해 측정된 토크와 가장 작은 RMS(Root Mean Square) 오류가 있음을 확인할 수 있다.

[0178] 또한, 도 12(a)는 토크 레벨 4에 대한 정적 토크 추정 결과를 나타낸 것이고, 도 12(b)는 동적 토크 추정 결과(정현파 함수)를 나타낸 것이다.

[0179] 도 12(a)에서 파란색 곡선은, 일 실시 예의 16개 채널(상완이두근과 상완근)을 사용한 조정 방법의 결과를 나타낸 것이고, 다른 곡선은 1, 4, 8개 채널만 사용한 조정 방법(즉, 상완이두근)의 결과를 나타낸 것이다.

[0180] 도 12(b)는 토크 레벨 4에 대한 도 12(a)의 확대 버전을 나타낸 것이며, 전극의 수가 증가함에 따라 RMS 오차가 감소함을 확인할 수 있다(즉, 회색, 녹색, 노란색 곡선). 또한, 도 9(b)를 참조하면, 상완근에 위치한 추가 전극이 RMS 오류를 더욱 개선할 수 있음을 확인할 수 있다.

[0181] 도 13은 전극 채널 수가 1개인 이동평균 필터 사용 방법과, 전극 채널 수가 16개인 화이트닝 방법과, 전국 채널 수가 4개, 8개, 16개인 표면 근전위 인터페이스 장치(100)의 조정 방법에 따른 RMS 오차의 결과를 나타낸 것이다(여기서, BB는 상완이두근, BR은 상완근)

[0182] 도 13을 참조하면, 16개의 전극 채널을 이용한 표면 근전위 인터페이스 장치(100)의 조정 방법이 가장 정확한 토크 추정 결과를 보여준다는 것을 확인할 수 있다.

[0183] 즉, 일 실시 예에서는 관절 토크 T 와 신경 구동 ν 이 선형 관계를 갖는다고 가정할 수 있으나, 신경 구동이 표면 근전위 신호의 표준편차 σ 의 형태로 피부 표면에서 측정되는 과정에서 왜곡될 수 있다. 이에, 일 실시 예에서는, 이러한 왜곡을 보상하고 신경 구동 ν 를 추정하기 위해 조정 방법을 수행하는 것이다.

[0184] 한편, 엄지근(pollicis)과 가자미근(soleus)에서는 표면 근전위와 토크 사이의 선형 관계가 발견되고, 이두근과 삼두근에서는 비선형 관계가 발견된다는 점에 기반하면, 표면 근전위의 표준편차와 힘 사이의 관계는 선형 및 비선형 관계를 모두 나타낼 수 있다. 또한 이러한 관계는 근육 단위 동원 전략(좁거나 넓은 범위)과 서로 다른 근육 단위의 최대 발화 속도 간의 균일성에 따라서도 달라질 수 있으며, 표면 근전위-힘 관계는 근육 단위의 위치에 따라 다를 수 있다. 따라서 목표 근육의 특성이 표면 근전위와 토크의 관계에 영향을 미치는 것으로 판단되며, 이 관계는 일반화하기 어렵다.

[0185] 도 14는 피험자에 대한 고유값과 측정된 토크 사이의 관계를 나타낸 것으로, 도 14(a)는 정규화되고(Normalized) 독립적으로 분해된 표준편차 σ_{d_i} 를 나타낸 것이고, 도 14(b)는 정규화되고 조정된 토크 $T_i = \gamma_i \nu_i$ 를 나타낸 것이다.

[0186] 일 실시 예에서는 표면 근전위와 토크 사이의 비선형 관계를 발견할 수 있으며, 이 관계는 도 14(a)와 같이 근육 단위 수준(즉, 분해된 표면 근전위 d_i)에서 표시될 수 있다. 대부분의 경우 상대적으로 강한 근육 단위(예: σ_{d_1} 및 σ_{d_2})의 표준편차는 관절 토크에 대해 비선형 관계를 나타내는 반면 다른 근육 단위는 거의 선형 관계를 나타낼 수 있다.

[0187] 따라서, 일 실시 예에서는, 조정 계수를 통해 이 비선형 관계를 선형 관계로 수정하고 도 14(b)와 같이 신경 구동을 추정할 수 있으며, 결과적으로 추정된 토크와 측정된 토크 사이의 오차를 최소화할 수 있다.

[0188] 즉, 일 실시 예의 조정 방법은 근육 단위의 신호원을 추정하는데 사용될 수 있다. 예를 들어, 도 14에서 마커의 모양은 근육 단위의 추정 원점을 나타낼 수 있으며, 삼각형은 상완 이두근을 의미하고 원은 상완을 의미할 수 있다.

수학식 19

[0189]
$$\begin{bmatrix} d_1 \\ \vdots \\ d_{16} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} v_{(1,1)} & \cdots & v_{(1,8)} & v_{(1,9)} & \cdots & v_{(1,16)} \\ \vdots & & \vdots & \vdots & & \vdots \\ \underbrace{v_{(16,1)} & \cdots & v_{(16,8)}}_{\text{Biceps brachii}} & \underbrace{v_{(16,9)} & \cdots & v_{(16,16)}}_{\text{Brachialis}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} m_1 \\ \vdots \\ m_8 \\ m_9 \\ \vdots \\ m_{16} \end{bmatrix}$$

[0190] 일 실시 예에서는, 상기 수학식 19와 같이, i번째 분해된 표면 근전위 d_i의 원점 추정은 고유 벡터 행렬 $\mathbf{v}$의

i번째 행(즉, 상완이두근 상의 전극들)에서의 제1 내지 제8 원소들의 크기 합을 계산하고 i번째 행(즉, 상완골 상의 전극들)에서의 제9 내지 제16 원소들의 크기 합과 비교함으로써 수행될 수 있다.

[0191] 이때, 후자가 전자보다 크면 d_i가 상완근에서 유래하고 그렇지 않으면 상완이두근에서 유래한다는 것을 의미할 수 있다. 이 추정에 따르면, 분해 후 두 개의 가장 강한 근육 단위(도 14(a) 참조)는 상완이두근에서 비롯될 수 있다. 그러나 크기 조정 후 상완이두근의 근육 단위는 상완 이두근의 근육 단위와 거의 동일한 크기를 갖는다(도 14(b) 참조).

[0192] 예를 들어, 도 14에서 피험자의 σ_{d4}는 분해 후 네 번째로 강한 근육 단위로 추정되지만 T_4는 재조정 후 두 번째로 강한 근육 단위가 된다. 대부분의 경우 조정 후 두 번째로 강한 근육 단위는 상완근에서 유래하는 것으로 추정될 수 있다.

[0193] 이 결과는 조정 방법이 상완의 근육 단위를 실제 크기에 더 가깝게 복원할 수 있음을 시사할 수 있으며 상완의 표면 근전위 신호가 상완근의 중요성과 달리 상대적으로 작지만 상완의 표면 근전위 신호가 정확한 토크 추정에 중요한 역할을 함을 의미할 수 있다.

[0194] 한편, 일 실시 예에서는, 수학식 8을 기반으로 토크 레벨 4(50%)에서 고유벡터 행렬 $\mathbf{V}$을 추출하여 상수 행렬로 전제할 수 있다. 이러한 전제 덕분에 모든 근육 활성도 수준에 대해 무한한 수의 고유 벡터 행렬을 저장할 필요 없이 조정 방법을 간단하게 활용할 수 있다.

[0195] 이 전제는 근육 활성도 수준에 대한 채널 간의 상관 관계를 계산한 실험 결과에 의해 뒷받침될 수 있다(도 15 참조).

[0196] 도 15는 표면 근전위 채널 간의 상관 계수(R2)를 나타낸 것으로, 위쪽 및 아래쪽 삼각형은 각각 원시 표면 근전위 m_i와 분해된 표면 근전위 d_i 간의 상관 관계를 보여준다. 도 15(a)는 토크 레벨 1, 도 15(b)는 토크 레벨 3, 도 15(c)는 토크 레벨 5, 도 15(d)는 토크 레벨 7에 대한 결과를 나타내며, 일 실시 예에서, 고유벡터 행렬 $\mathbf{V}$는 토크 레벨 4(50%)에서 추출될 수 있다.

[0197] 즉, 도 15에서 위쪽 삼각형은 측정된 표면 근전위 m_i 간의 상관계수를 나타내고, 아래쪽 삼각형은 분해된 표면 근전위 신호 d_i 간의 상관계수를 나타낸다. 고유 벡터가 토크 레벨 4에서 추출되었지만 아래쪽 삼각형의 교차 상관은 전체 토크 수준에서 0 행렬에 더 가깝게 유지될 수 있다. 이 결과는 고유벡터 행렬 $\mathbf{V}$이 근육 활성도 수준에 따라 거의 변하지 않으며 거의 일정함을 의미할 수 있다. 즉 고유벡터 행렬 $\mathbf{V}$은 독립된 근육 단위의 활성도 중심이라고 할 수 있으며, 이러한 중심은 활성도 여부에 관계없이 고정되어 있을 수 있다.

[0198] 즉, 일 실시 예에서는, 실험 결과로부터 활성도가 증가함에 따라 근육 단위가 새로 생성되지 않음을 유추할 수 있다. 이런 일이 발생하면 고유벡터 행렬 $\mathbf{V}$은 새로운 근육 단위의 신호로 인해 달라져야 한다.

[0199] 일 실시 예에서 확인된 근육 단위(즉, 고정 고유벡터 행렬 $\mathbf{V}$)의 불변 속성은, 이두근과 같은 큰 근육군에서 신경근 구획과 밀접한 관련이 있을 수 있다. 그러나 전극의 관점에서 근육 단위의 상대적 위치가 근육 수축으로 변경될 수 있기 때문에 고유벡터 행렬 $\mathbf{V}$의 변화는 동적 조건(즉, 근육 길이가 다양함)에서 추가로 조사될 수 있다.

[0200] 도 16은 일 실시 예에 따른 표면 근전위 인터페이스 제어 방법을 설명하기 위한 흐름도이다. 도 16을 참조하여, 프로세서(130)의 표면 근전위 인터페이스 제어 과정을 설명한다.

[0201] S100단계에서, 프로세서(130)는 신체의 표면에 부착된 복수 개의 전극으로부터 표면 근전위 신호를 획득한다.

[0202] 일 실시 예는, 비침습성이라는 이점이 있는 표면 근전위 신호를 통해 근육 활성도를 추정하여, 로봇 공학 및 재활 공학 분야에서 로봇 장치의 제어 신호의 생성 및 입력이 가능하도록 하는 것으로, 예를 들어, 16개의 전극에서 표면 근전위 신호를 획득할 수 있다.

[0203] 일 실시 예에서는, 표면 근전위 중 심부 근육으로부터 기여하는 성분에 대해서도 반영이 가능하도록, 16개의 전극 중 8개를 심부 근육으로부터 기여하는 표면 근전위 성분을 측정하기 용이한 위치에 배치할 수 있다(도 2 참조). 예를 들어, 상완의 표면 근전위에 기반하여 하완에 해당하는 의수 로봇을 제어하는 신호를 생성하기 위하여, 상완의 이두근에 대응하는 부위와 심부 근육인 상완근이 노출되는 부위를 포함하는 위치에 16개의 채널 전극이 배치될 수 있다.

[0204] S200단계에서, 프로세서(130)는 복수 개의 전극으로부터 획득된 표면 근전위 신호에 기반하여 복수의 근육 단위 별 조정 근육 단위 활성도를 추정한다.

[0205] 일 실시 예에서, 복수의 근육 단위 별 조정 근육 단위 활성도의 적어도 하나는 적어도 하나의 심부 근육에 대응할 수 있다. 본 명세서에서 근육 단위는 반드시 해부학적 근육과 일치하는 것으로 전제하지 않고, 하나의 해부학적 근육이 하나의 근육 단위로 구성될 수 있거나, 또는 하나의 해부학적 근육이 복수의 근육 단위로 구성될 수 있다. 또한 각 근육 단위의 활성도는 근육 단위의 수축력에 선형적으로 비례한다고 전제할 수 있다.

[0206] 즉, 이러한 두 가지 전제를 바탕으로, 프로세서(130)는 선형화 계수와 리스케일링 계수라는 두 가지 조정 계수를 이용해, 심부 근육에 대응하는 적어도 하나의 근육 단위 활성도가 제어 신호에 의해 생성되는 토크에서 기여하는 비율이 커지도록 근육 단위의 선형성과 스케일을 복원(조정 근육 단위 활성도 생성)할 수 있다.

[0207] 이때, 프로세서(130)는 복수의 근육 단위 별 근육 단위 활성도 중 적어도 하나의 근육 단위에 대응하는 근육 단위 활성도를 조정하여 조정 근육 단위 활성도를 생성할 수 있다. 즉, 이러한 조정 근육 단위 활성도는 외부에서 측정한 신체의 근력과 선형성을 가질 수 있다.

[0208] 보다 구체적으로, 프로세서(130)는 고유값 분해 기법을 적용하여, 복수 개의 전극으로부터 획득된 표면 근전위 신호를 독립적인 근육 단위 별 전위 신호로 분해하고, 전위 신호에 기반하여 복수의 근육 단위 별 조정 근육 단위 활성도를 추정할 수 있다.

[0209] 또한, 프로세서(130)는 시간이 고정된 조건에서 복수 개의 전극으로부터 획득된 전극 별 표면 근전위 신호의 공간적 앙상블 값을 기반으로 산출된 표준편차에 기반하여 복수의 근육 단위 별 조정 근육 단위 활성도를 추정할 수 있다.

[0210] 한편, 상술한 바와 같이, 조정 계수는 기 설정된 조정 알고리즘을 기반으로 미리 산출될 수 있는데, 특히 의수의 경우, 대상자의 외력을 측정할 수 없으므로, 유사한 신체적 특성을 가진 사람들의 통계적 계수 값을 적용할 수 있다.

[0211] 즉, 프로세서(130)는 근육 단위 활성도에 기 설정된 조정 계수를 적용하여 조정 근육 단위 활성도를 생성할 수 있으며, 조정 계수는 기 저장된 성(sex), 나이 및 근육량 중 적어도 하나에 따라 다른 값이 저장된 정보로부터 획득될 수 있다.

[0212] S300단계에서, 프로세서(130)는 조정 근육 단위 활성도에 기반하여 제어 신호를 생성한다.

[0213] 표면 근전위는 상술한 바와 같이, 신경 구동 신호처럼 인간은 알 수 없는 아날로그 잡음과 같은 형태를 띠고 있어, 신호 처리를 하지 않은 잡음 같은 표면 근전위 신호만으로는 근육이 몇 % 활성도 되었는지 알기 어렵다.

[0214] 하지만 이러한 잡음 같은 표면 근전위 신호는 어떤 수학적 특성이 알려져 있는데, 평균이 0이고 근력이 증가함에 따라 표준편차가 같이 증가하는 정규분포(가우스분포)로 측정된다는 것이다. 즉, 표면 근전위의 표준편차를 측정하면, 간접적으로 인간이 알 수 있는 근활성도(근력)를 추정해 낼 수 있다.

[0215] 따라서, 프로세서(130)는 복수 개의 전극을 기반으로 각 근육 단위의 근력을 추정하고 이를 합해서 전체 근육의 근력을 추정하되, 물리적으로 측정 가능한 두 가지 지표인, '표면 근전위의 표준편차'와 '근력' 사이의 비선형적이라는 이론을 기반으로, 얼마나 선형성이 뒤틀리는지와 크기가 뒤틀리는지를 추정해내서 근육 단위의 선형성과 스케일을 복원하여 제어 신호를 생성할 수 있다.

[0216] 이상 설명된 본 개시에 따른 실시 예는 컴퓨터 상에서 다양한 구성요소를 통하여 실행될 수 있는 컴퓨터 프로그램의 형태로 구현될 수 있으며, 이와 같은 컴퓨터 프로그램은 컴퓨터로 판독 가능한 매체에 기록될 수 있다. 이때, 매체는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체, CD-ROM 및 DVD와 같은 광기록 매체, 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical medium), 및 ROM, RAM, 플래시 메모리 등과 같은, 프로그램 명령어를 저장하고 실행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치를 포함할 수 있다.

[0217] 한편, 상기 컴퓨터 프로그램은 본 개시를 위하여 특별히 설계되고 구성된 것이거나 컴퓨터 소프트웨어 분야의

통상의 기술자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수 있다. 컴퓨터 프로그램의 예에는, 컴파일러에 의하여 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용하여 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드도 포함될 수 있다.

[0218] 본 개시의 명세서(특히 특허청구범위에서)에서 "상기"의 용어 및 이와 유사한 지시 용어의 사용은 단수 및 복수 모두에 해당하는 것일 수 있다. 또한, 본 개시에서 범위(range)를 기재한 경우 상기 범위에 속하는 개별적인 값을 적용한 발명을 포함하는 것으로서(이에 반하는 기재가 없다면), 발명의 상세한 설명에 상기 범위를 구성하는 각 개별적인 값을 기재한 것과 같다.

[0219] 본 개시에 따른 방법을 구성하는 단계들에 대하여 명백하게 순서를 기재하거나 반하는 기재가 없다면, 상기 단계들은 적당한 순서로 행해질 수 있다. 반드시 상기 단계들의 기재 순서에 따라 본 개시가 한정되는 것은 아니다. 본 개시에서 모든 예들 또는 예시적인 용어(예들 들어, 등등)의 사용은 단순히 본 개시를 상세히 설명하기 위한 것으로서 특허청구범위에 의해 한정되지 않는 이상 상기 예들 또는 예시적인 용어로 인해 본 개시의 범위가 한정되는 것은 아니다. 또한, 통상의 기술자는 다양한 수정, 조합 및 변경이 부가된 특허청구범위 또는 그 균등물의 범주 내에서 설계 조건 및 팩터에 따라 구성될 수 있음을 알 수 있다.

[0220] 따라서, 본 개시의 사상은 상기 설명된 실시 예에 국한되어 정해져서는 아니 되며, 후술하는 특허청구범위뿐만 아니라 이 특허청구범위와 균등한 또는 이로부터 등가적으로 변경된 모든 범위는 본 개시의 사상의 범주에 속한다고 할 것이다.

부호의 설명

[0221] 1 : 표면 근전위 인터페이스 시스템

100 : 표면 근전위 인터페이스 장치

110 : 통신부

120 : 메모리

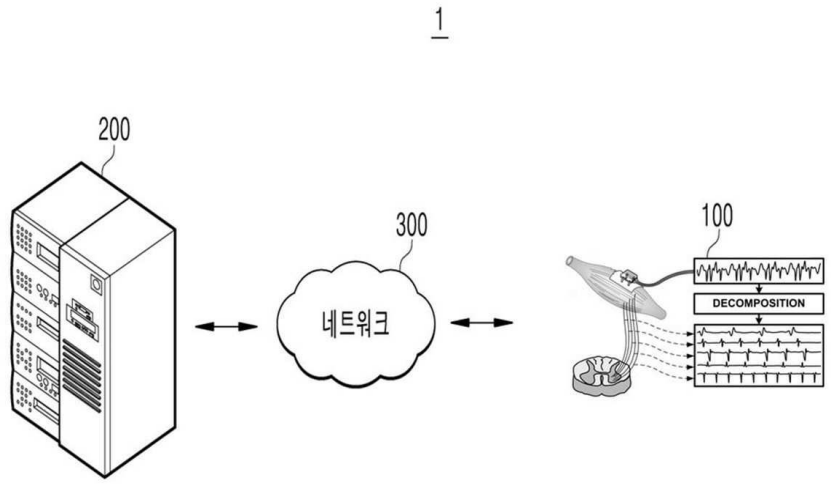
130 : 프로세서

200 : 서버

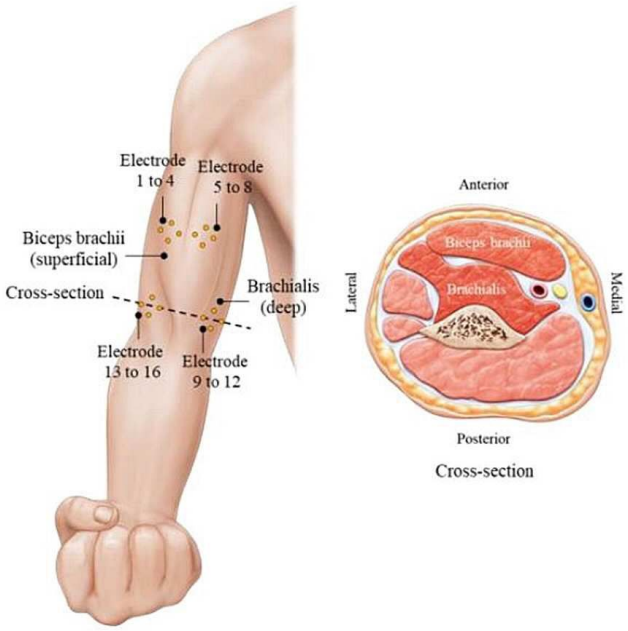
300 : 네트워크

도면

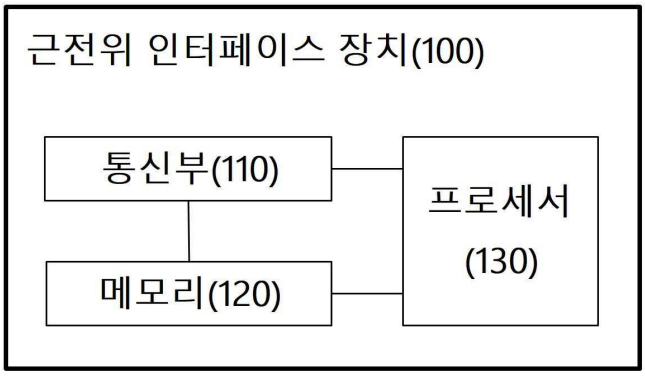
도면1



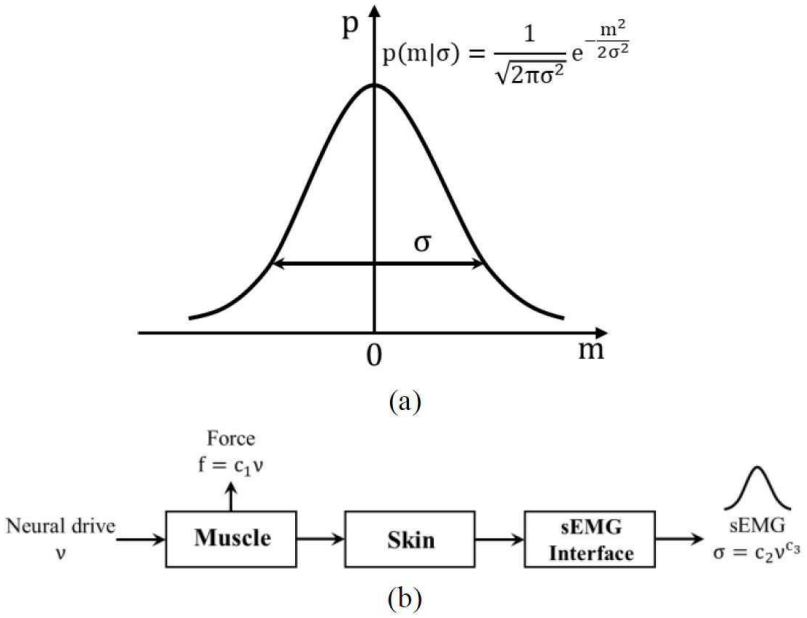
도면2


Electrode
1 to 4
Electrode
5 to 8
Biceps brachii
(superficial)
Cross-section
Brachialis
(deep)
Electrode
13 to 16
Electrode
9 to 12
Anterior
Biceps brachii
Brachialis
Lateral
Medial
Posterior
Cross-section

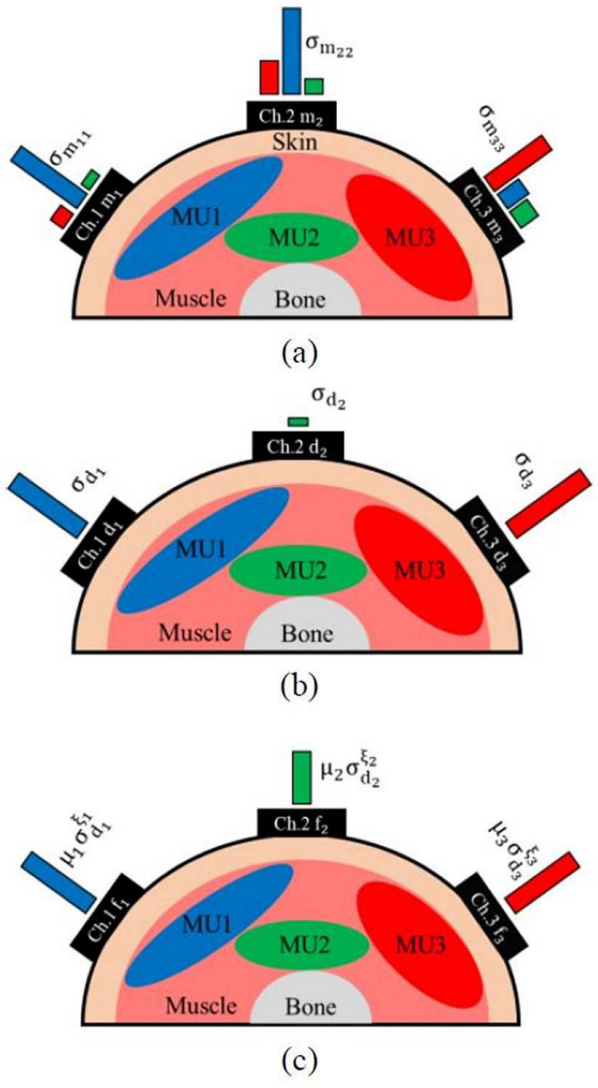
도면3


근전위 인터페이스 장치(100)
통신부(110)
메모리(120)
프로세서
(130)

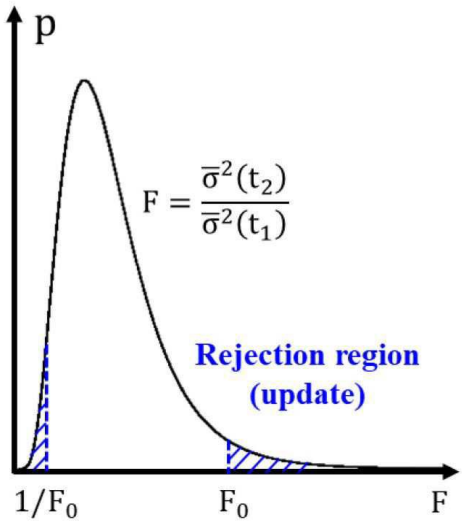
도면4


p
$p(m|\sigma) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} e^{-\frac{m^2}{2\sigma^2}}$
σ
0
m
(a)
Force
$f = c_1 v$
Neural drive
v
Muscle
Skin
sEMG Interface
sEMG
$\sigma = c_2 v^{c_3}$
(b)

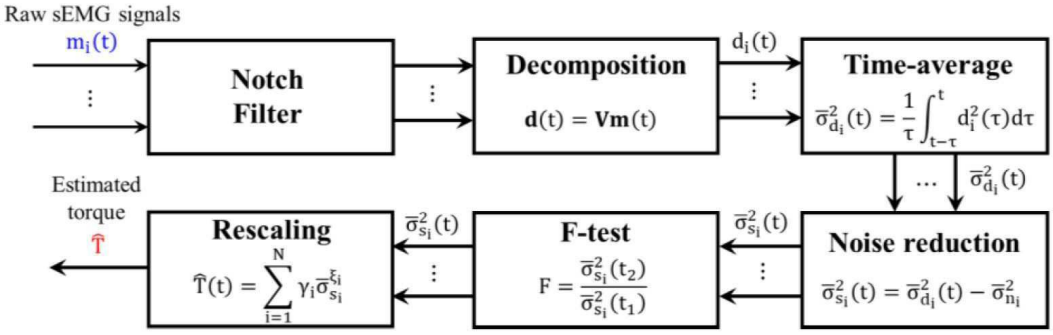
도면5


$\sigma_{m_{22}}$
Ch.2 m_2
Skin
$\sigma_{m_{11}}$
Ch.1 m_1
$\sigma_{m_{33}}$
Ch.3 m_3
MU1
MU2
MU3
Muscle
Bone
(a)
σ_{d_2}
Ch.2 d_2
σ_{d_1}
Ch.1 d_1
σ_{d_3}
Ch.3 d_3
MU1
MU2
MU3
Muscle
Bone
(b)
$\mu_2\sigma_{d_2}^{\xi_2}$
Ch.2 f_2
$\mu_1\sigma_{d_1}^{\xi_1}$
Ch.1 f_1
$\mu_3\sigma_{d_3}^{\xi_3}$
Ch.3 f_3
MU1
MU2
MU3
Muscle
Bone
(c)

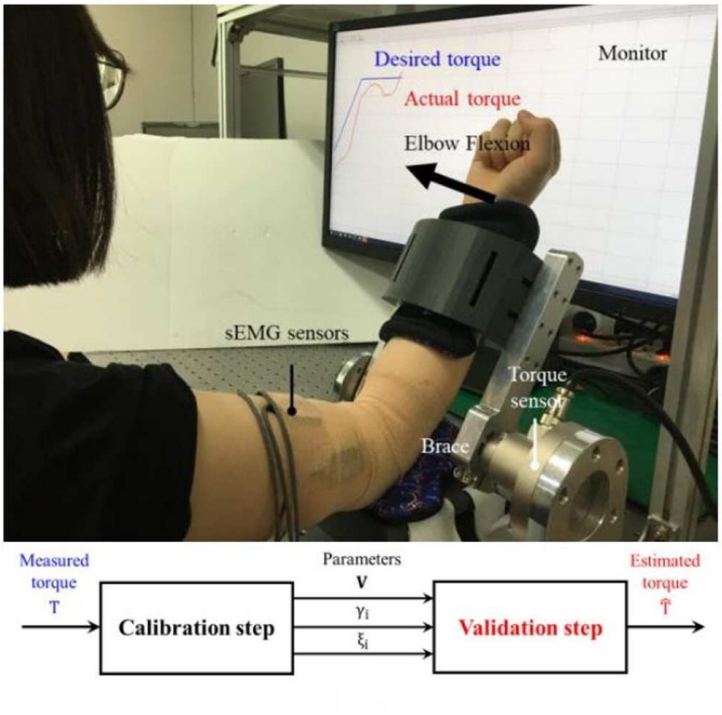
도면6


p
$F = \frac{\bar{\sigma}^2(t_2)}{\bar{\sigma}^2(t_1)}$
Rejection region
(update)
$1/F_0$
F_0
F

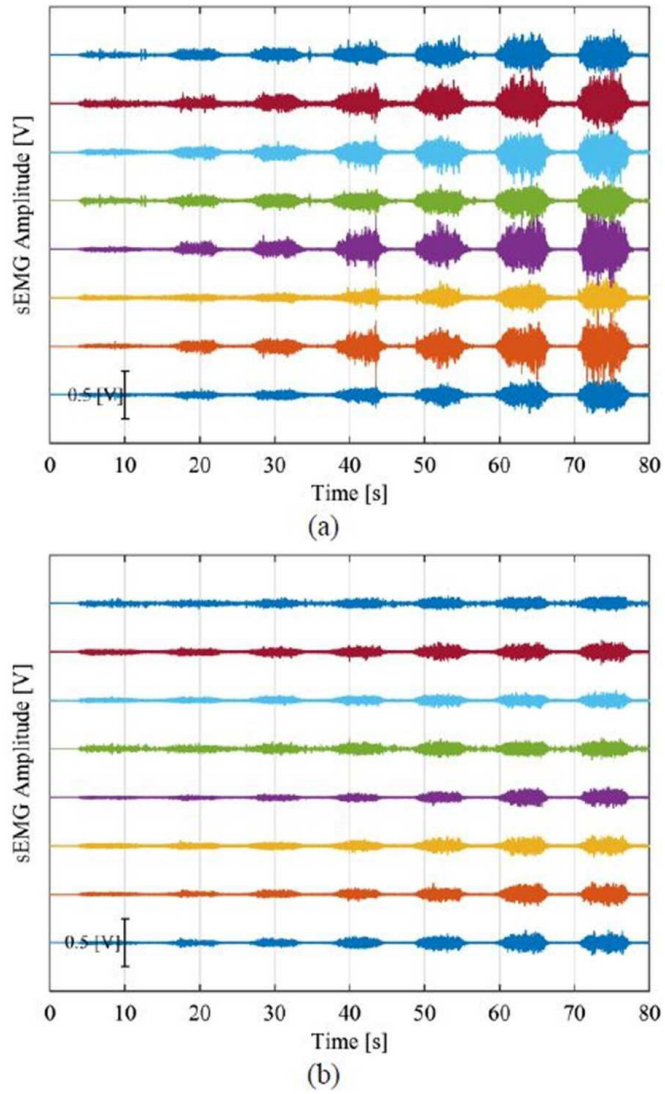
도면7


Raw sEMG signals
$m_i(t)$
Notch Filter
Decomposition
$d(t) = Vm(t)$
$d_i(t)$
Time-average
$\bar{\sigma}^2_{d_i}(t) = \frac{1}{\tau}\int_{t-\tau}^{t} d_i^2(\tau)d\tau$
$\bar{\sigma}^2_{d_i}(t)$
Noise reduction
$\bar{\sigma}^2_{s_i}(t) = \bar{\sigma}^2_{d_i}(t) - \bar{\sigma}^2_{n_i}$
$\bar{\sigma}^2_{s_i}(t)$
F-test
$F = \frac{\bar{\sigma}^2_{s_i}(t_2)}{\bar{\sigma}^2_{s_i}(t_1)}$
$\bar{\sigma}^2_{s_i}(t)$
Rescaling
$\hat{T}(t) = \sum_{i=1}^{N} \gamma_i \bar{\sigma}^{\xi_i}_{s_i}$
Estimated torque
$\hat{T}$

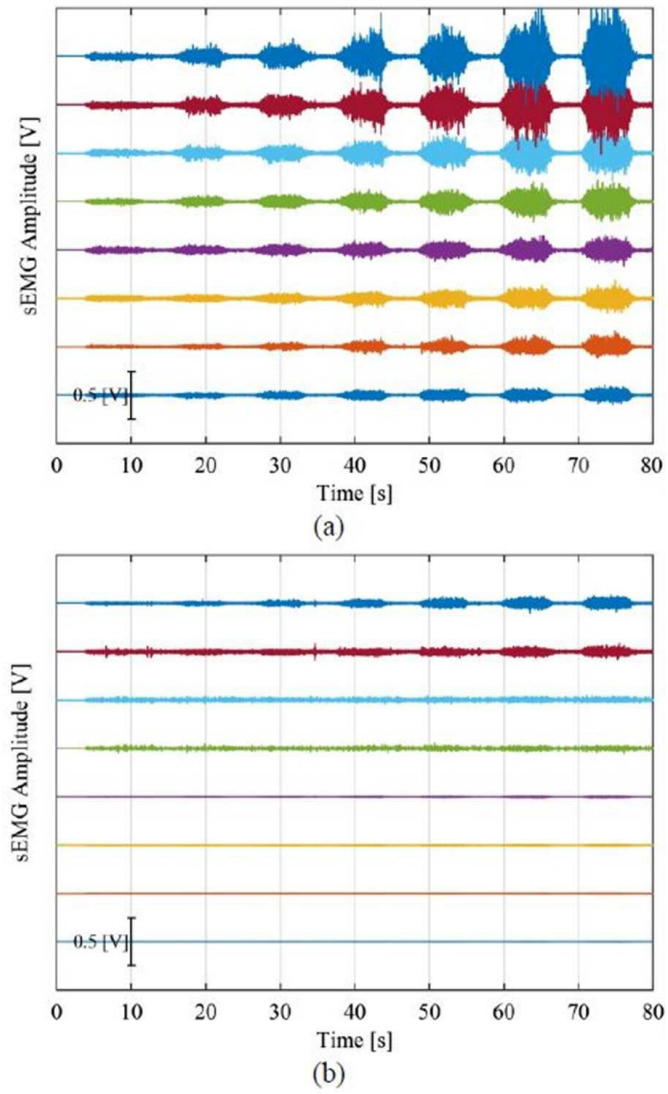
도면8


Desired torque
Monitor
Actual torque
Elbow Flexion
sEMG sensors
Torque sensor
Brace
Measured torque
T
Calibration step
Parameters
V
Validation step
Estimated torque

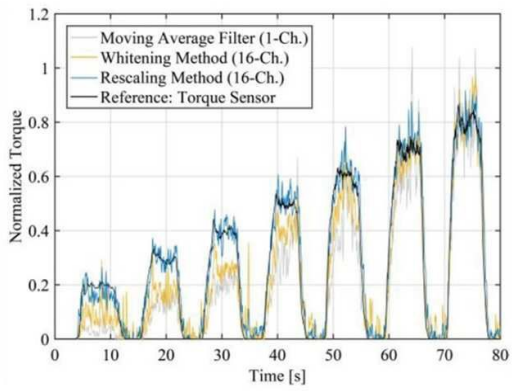
도면9


sEMG Amplitude [V]
0.5 [V]
0
10
20
30
40
50
60
70
80
Time [s]
(a)
sEMG Amplitude [V]
0.5 [V]
0
10
20
30
40
50
60
70
80
Time [s]
(b)

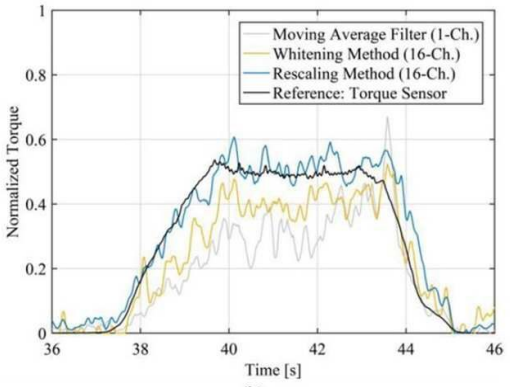
도면10


sEMG Amplitude [V]
0.5 [V]
0
10
20
30
40
50
60
70
80
Time [s]
(a)
sEMG Amplitude [V]
0.5 [V]
0
10
20
30
40
50
60
70
80
Time [s]
(b)

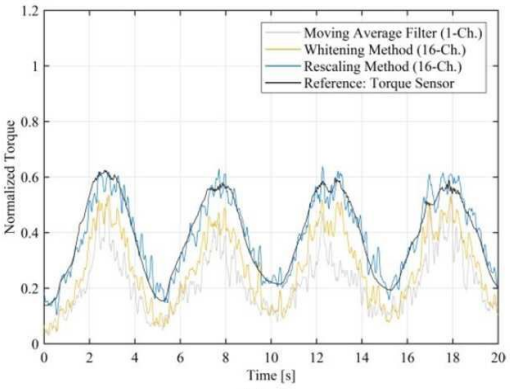
도면11


Moving Average Filter (1-Ch.)
Whitening Method (16-Ch.)
Rescaling Method (16-Ch.)
Reference: Torque Sensor
Normalized Torque
Time [s]

(a)

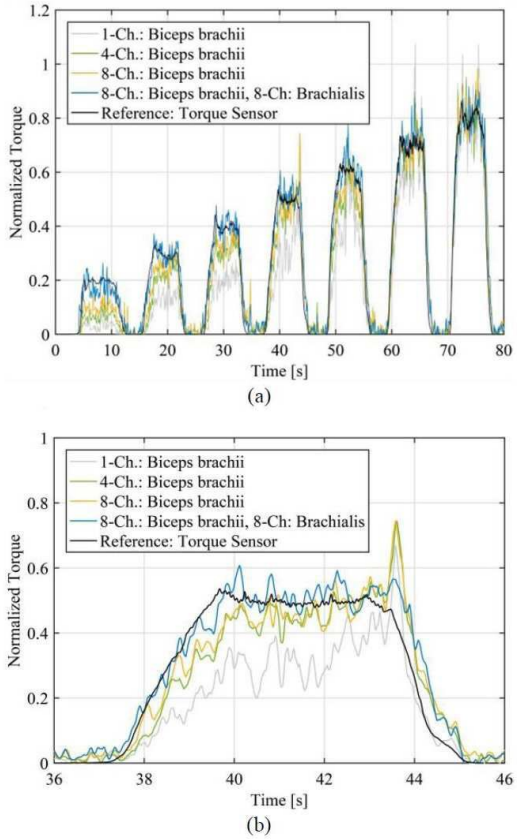

Moving Average Filter (1-Ch.)
Whitening Method (16-Ch.)
Rescaling Method (16-Ch.)
Reference: Torque Sensor
Normalized Torque
Time [s]

(b)

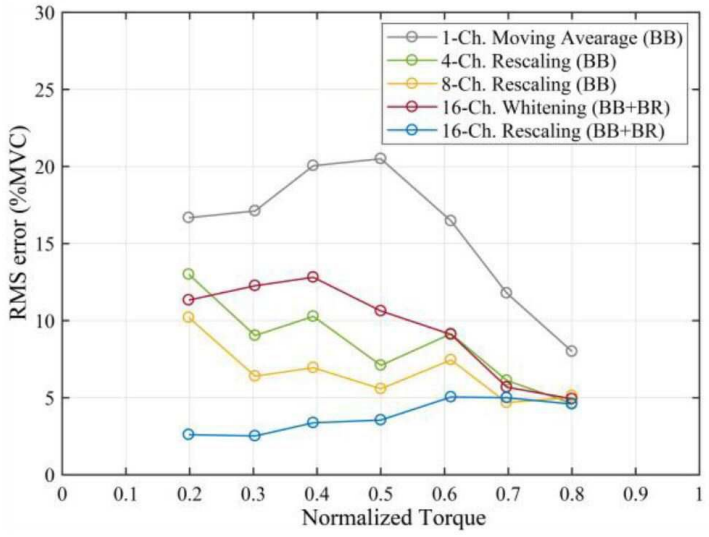

Moving Average Filter (1-Ch.)
Whitening Method (16-Ch.)
Rescaling Method (16-Ch.)
Reference: Torque Sensor
Normalized Torque
Time [s]

(c)

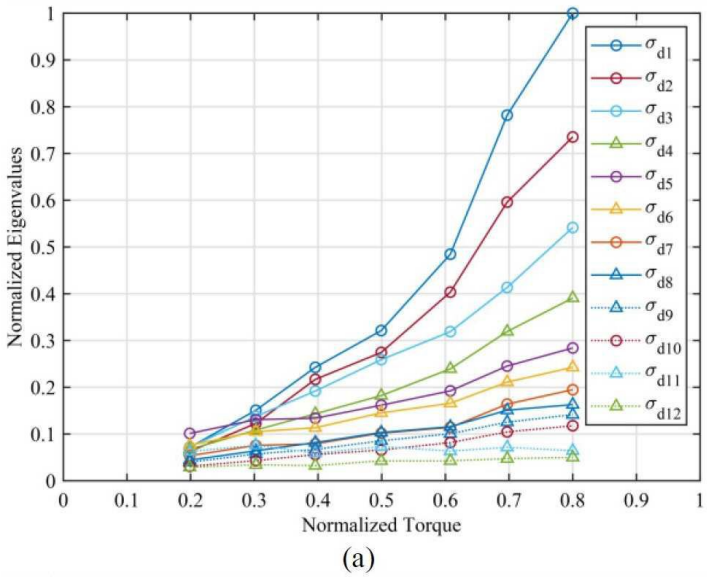
도면12


1-Ch.: Biceps brachii
4-Ch.: Biceps brachii
8-Ch.: Biceps brachii
8-Ch.: Biceps brachii, 8-Ch: Brachialis
Reference: Torque Sensor
Normalized Torque
Time [s]
(a)
(b)

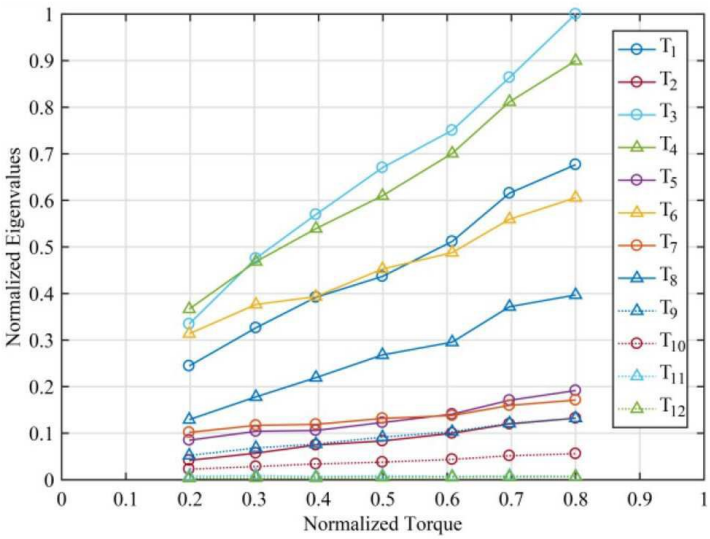
도면13


1-Ch. Moving Avearage (BB)
4-Ch. Rescaling (BB)
8-Ch. Rescaling (BB)
16-Ch. Whitening (BB+BR)
16-Ch. Rescaling (BB+BR)
RMS error (%MVC)
Normalized Torque

도면14

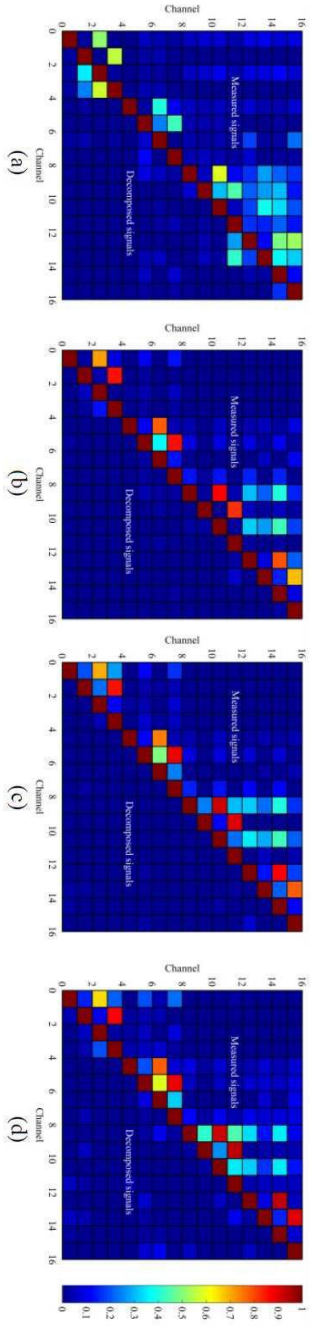

Normalized Eigenvalues
Normalized Torque
σ_{d1}
σ_{d2}
σ_{d3}
σ_{d4}
σ_{d5}
σ_{d6}
σ_{d7}
σ_{d8}
σ_{d9}
σ_{d10}
σ_{d11}
σ_{d12}

(a)

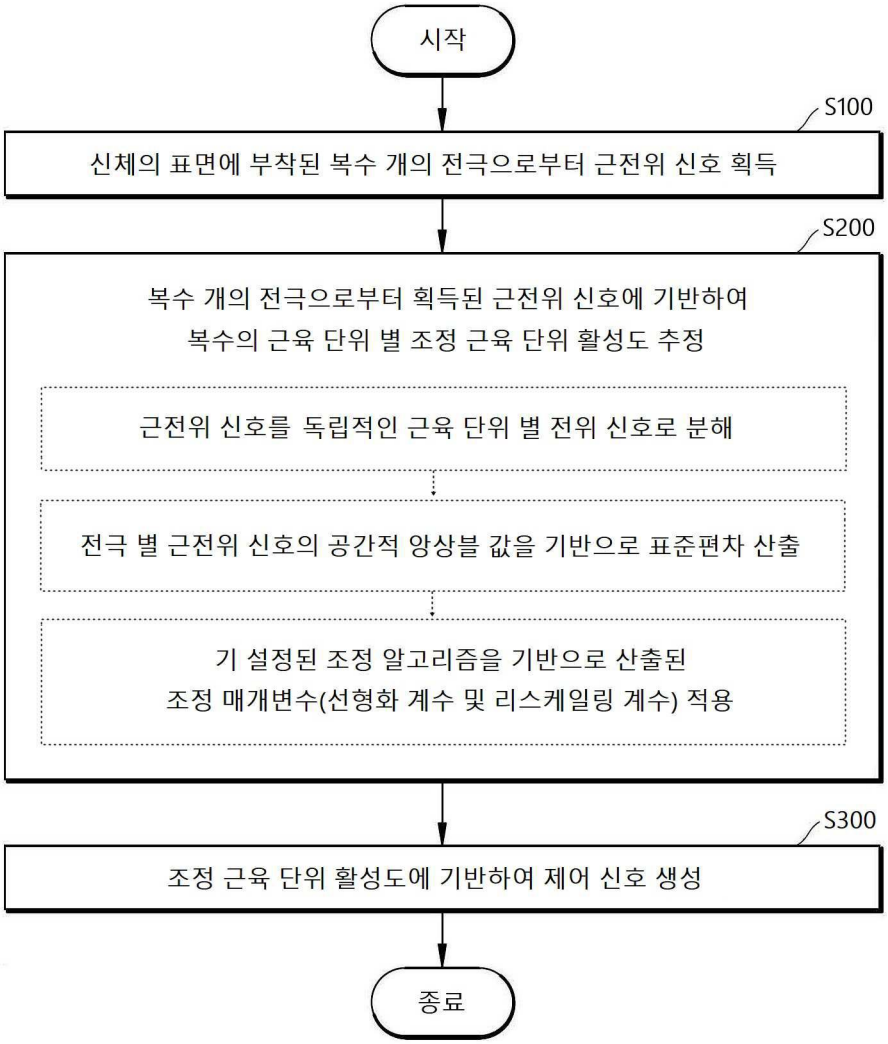

Normalized Eigenvalues
Normalized Torque
T_1
T_2
T_3
T_4
T_5
T_6
T_7
T_8
T_9
T_{10}
T_{11}
T_{12}

(b)

도면15



도면16


시작
S100
신체의 표면에 부착된 복수 개의 전극으로부터 근전위 신호 획득
S200
복수 개의 전극으로부터 획득된 근전위 신호에 기반하여
복수의 근육 단위 별 조정 근육 단위 활성도 추정
근전위 신호를 독립적인 근육 단위 별 전위 신호로 분해
전극 별 근전위 신호의 공간적 앙상블 값을 기반으로 표준편차 산출
기 설정된 조정 알고리즘을 기반으로 산출된
조정 매개변수(선형화 계수 및 리스케일링 계수) 적용
S300
조정 근육 단위 활성도에 기반하여 제어 신호 생성
종료