

촉각생성을 위한 무통 경피전기자극 수치해석 연구

유진우, 김보민, 김한준*, 최지웅
DGIST, *금오공과대학교

gisikbaksa@dgist.ac.kr, bmk0714@dgist.ac.kr, *hanjoonk@kumoh.ac.kr, jwchoi@dgist.ac.kr

A Numerical study for painless-transcutaneous electric stimulation for producing the tactile sensation

Jin-Woo Yu, Bomin Kim, Han-Joon Kim*, Ji-Woong Choi
DGIST, *Kumoh National Institute of Technology

요 약

최신의 인공사지(prosthesis)는 결손 부위의 운동 기능뿐만 아니라 세밀한 운동 조절을 위한 촉각 재현 기술의 연구가 요구된다. 경피전기자극은 비침습적으로 촉각 정보를 제공할 수 있는 유망한 방법이지만, 동시에 원치 않는 피부 고통을 유발할 수 있는 문제가 있다. 피부 고통의 경감과 효과적인 촉각 재현은 채널 개수, 자극 펄스 길이, 자극 펄스 간 간격 등의 자극 매개변수 최적화를 통해 달성될 수 있으나, 체계적인 연구가 미비하다. 본 연구에서는 자극 매개변수 최적화를 위한 전자기파 시뮬레이션과 신경 모델링을 활용하여 고통 없이 효과적으로 촉각을 재현할 수 있는 매개변수를 제시한다.

I. 서 론

현대의 인공사지(prosthesis)는 로봇 기술이 적용되어 단순한 길이의 연장이나 형태 모방보다 진보된 자연스럽고 다양한 운동기능을 제공할 수 있게 되었다. 하지만, 정교한 운동능력의 재현을 위해서는 물체 표면의 거칠기나, 무게, 물체를 잡는 압력 등 운동 조절에 있어 필수적인 촉각의 재현 연구가 필요하다 [1].

경피전기자극(TES; transcutaneous electrical stimulation)은 피부 표면에 부착된 전극을 통해 감각 신경을 자극하여 자연스러운 촉각을 제공할 수 있는 유망한 방법이다 [2, 3]. 하지만, TES 는 피하 신경을 자극하여 원치 않는 고통을 유발하여 촉각 재현을 어렵게 한다 [3].

다수의 채널을 갖는 자극 시스템은 채널 개수, 자극 펄스 길이, 자극 펄스 간 간격 등의 매개변수를 조정하여 피부를 통과하는 자극을 시공간적으로 분산시킴으로써 피부 통증 문제를 해결할 수 있다 [2, 3]. 그러나 피부 자극을 최소화하고 효과적인 촉각 제공을 위한 최적의 매개변수에 대한 체계적인 연구는 미비하다.

본 논문에서는 수치해석 시뮬레이션을 통해 피부 자극을 줄이고 효과적으로 감각을 자극할 수 있는 최적의 매개변수를 제시한다. 우리는 채널 개수와 펄스 길이에 따른 피부 자극 강도와 감각 재현 강도를 계산하고, 이를 통해 피부 자극을 최소화하는 TES 자극 매개변수를 제시하였다.

II. 시뮬레이션 환경 구성

본 논문에서는 다수의 채널을 갖는 TES 시스템을 모사하기 위해서 신경 부근의 전기장 및 전류 강도를 계산할 수 있는 준정적 유한요소 모델 시뮬레이터

(Sim4Life; ZMT Zurich MedTech, Switzerland)와 계산된 전기장 및 전류 강도를 기반으로 신경의 발화 여부를 확인하기 위한 신경 모델 시뮬레이터(NEURON; Yale university, USA)를 사용하였다.

그림 1a 는 상완을 자극하는 것을 가정하고 구성된 시뮬레이션 모델로 피부, 지방, 근육, 결합조직, 황색골수, 5 개의 층으로 구성된 200 mm 의 간소화된 원기둥형 인체 모델이다 [4]. 각 채널은 자극 전극(stimulation electrode)과 기준 전극(reference electrode)으로 구성되며, 두 전극 모두 지름 15 mm 의 원형 평면으로 모델링 되었다. 자극 전극과 기준 전극은 원기둥의 길이 방향으로 50 mm 떨어지게 배치했으며, 각 채널은 원기둥의 중심을 기준으로 20 도 간격으로 배열되었다. 각 채널은 중심을 지나는 심부 신경을 자극하기 위해서 전극을 가로지르도록 설정되었다 (그림 1b). 전기 전도성을 높이기 위해서 하이드로젤(hydrogel) 층을 전극과 피부 사이에 삽입했다.

모든 채널의 자극 신호는 바이페이즈(biphasic)으로 동일한 전류 강도와 펄스 길이를 가진다. 채널의 자극 순서는 그림 1b 와 같이 전극이 중심에서 먼 것부터 가까운 순으로 지정했다. 자극은 순차적으로 진행되며, 펄스 간 간격 없이 앞 채널의 자극이 끝나면 바로 다음 채널의 자극이 시작된다. 그림 1c 는 한 주기의 자극 신호를 보여준다.

신경 모델 시뮬레이션에서 피부와 심부의 신경은 각각 McIntyre-Richardson-Grill 모델을 사용하였다. 그림 1a 와 같이 피하 신경과 심부 신경은 각각 5 μm 와 20 μm 의 직경으로, 전극 아래와 중심 위에 위치하며, 모델 표면을 기준으로 1 mm 깊이와 23 mm 깊이에 설정되었다. 모든 신경 모델은 원기둥의 길이 방향과 평행하며 인체모델을 관통하는 형태로 가정했다.

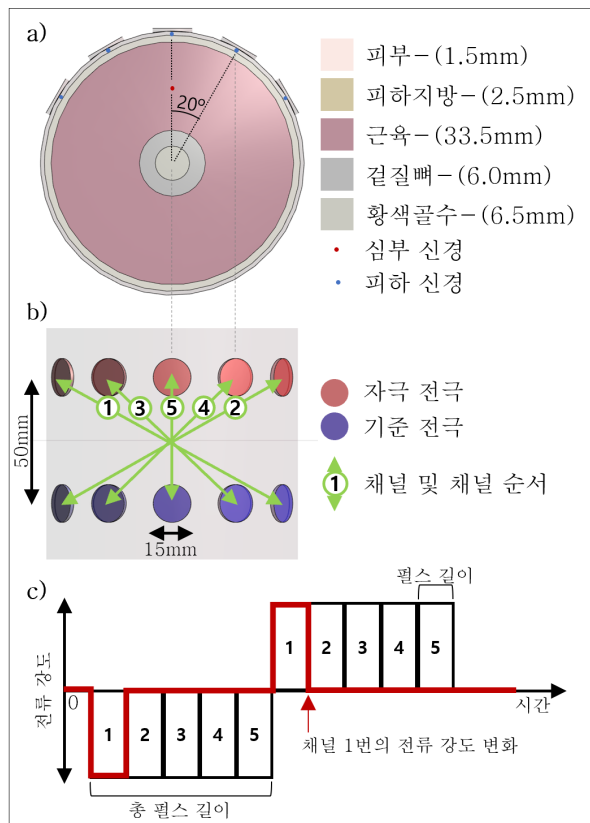


그림 1. 시뮬레이션 설정. a) 상완 모델 구조 및 신경 위치. b) 전극 배치 및 채널 구성 예시. c) 자극 신호 예시.

III. 자극시스템 설계 방법 및 평가 기준

최적의 채널 개수와 펄스 길이를 정하기 위하여 본 논문에서는 최적의 채널 개수를 우선 확인하였다. 이때 총 펄스 길이를 0.25 ms 로 고정하여 자극 시간의 변동 없이 채널 증가에 따른 효과만 고려하였다. 최적의 채널 개수를 선택한 이후, 추가로 펄스 길이를 조절하여 매개변수를 최적화하였다.

성능평가를 위해 피부 신경의 발화가 일어나는 전류 강도를 심부 신경의 발화가 일어나는 전류 강도로 나눈 값을 발화 강도 비라고 정의하고 사용하였다. 발화 강도 비가 1 을 초과한다면 피부 자극 없이 심부 자극을 달성하는 것으로 간주할 수 있으며, 발화 강도 비가 높을수록 강한 심부 자극이 가능함을 의미한다.

IV. 결론

본 논문에서는 피부에서 발생하는 고통을 줄이고 효과적으로 감각을 자극하기 위해서 매개변수 최적화를 위한 수치해석 시뮬레이션을 수행하였다. 총 펄스 길이를 0.25ms 로 고정하였을 때, 채널 5 개가 최적이었다 (그림 2a). 이 후 펄스 길이를 조절하여 0.1 ms 에서 최적의 발화 강도 비 1.053 을 얻었다 (그림 2b).

그림 2a 는 채널이 증가함에 따라 피부 표면의 자극이 공간적으로 분산되어 발화 강도 비가 증가하는 것을 보여준다. 이와 달리 그림 2b 는 발화 강도 비의 최댓값이 존재하는 것을 확인할 수 있는데, 이는 펄스 길이가 증가하면 자극이 시간적으로 분산되는 동시에 심부 자극이 줄어들기 때문으로 생각된다 [2]. 이를 엄밀히 검증하기 위해서는 펄스 길이에 따른 피부 자극과 심부 자극 성능 변화 및 인접한 채널의 자극이 미치는 영향을 각 채널 위치에서 확인할 필요가 있다.

제안된 연구 결과는 TES 기반의 기술로 무통 감각 자극을 제공하기 위한 기초결과로 향후 사지 절손환자를

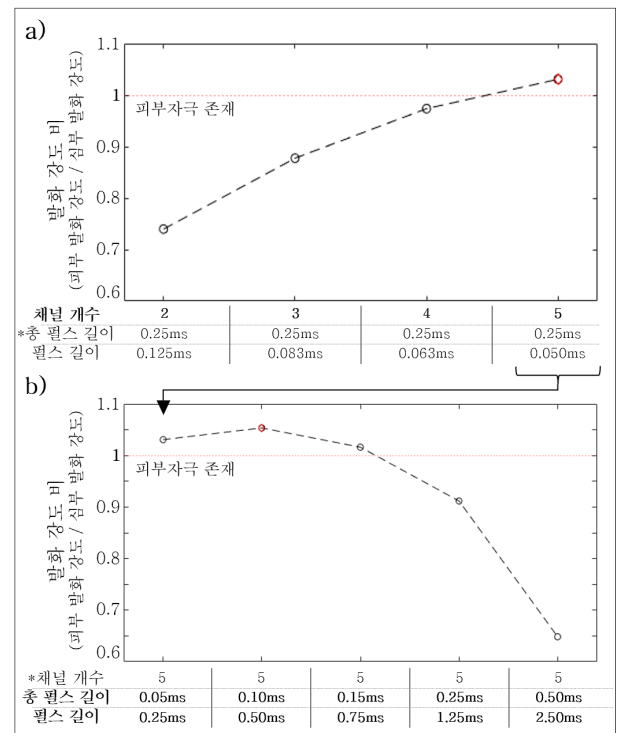


그림 2. 매개변수에 따른 발화 강도 비. a) 채널 개수에 따른 발화 강도 비. b) 펄스 길이에 따른 발화 강도 비. 조절하는 매개 변수는 굵게, 고정된 매개변수는 *로 표기함.

위한 재활운동이나, 인공사지와 같은 재활 분야, 또는 메타버스(metaverse)와 같은 엔터테인먼트 분야 등에 활용될 수 있다.

ACKNOWLEDGMENT

이 연구는 정부(과학기술정보통신부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행되었습니다 (No. 2019M3C1B8090840). 또한, 본 연구는 과학기술정보통신부에서 지원하는 DGIST 일반사업에 의해 수행되었습니다 (22-IJRP-01).

참 고 문 헌

- [1] Rangwani R., and Park H. "A new approach of inducing proprioceptive illusion by transcutaneous electrical stimulation," *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation*, vol. 18, no. 1, pp. 1-16, 2021.
- [2] Pena A.E., Abbas J.J., and Jung R. "Channel-hopping during surface electrical neurostimulation elicits selective, comfortable, distally referred sensations," *Journal of Neural Engineering*, vol. 18, no. 5, p. 055004, 2021.
- [3] Goffredo M., Schmid M., Conforto S., Bilotti F., Palma C., Vegni L., and D'Alessio T. "A two-step model to optimise transcutaneous electrical stimulation of the human upper arm," *COMPEL: The International Journal for Computation and Mathematics in Electrical and Electronic Engineering*, vol. 33, no. 4, pp. 1329-1345, 2014.
- [4] Kuhn A., Keller T., Lawrence M., and Morari M. "The influence of electrode size on selectivity and comfort in transcutaneous electrical stimulation of the forearm," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 18, no. 3, pp. 255-262, 2010.