(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0028101
(43) 공개일자 2018년03월16일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61N 1/36 (2006.01) *A61F 2/18* (2006.01)
H01B 1/04 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61N 1/36036 (2017.08)
A61F 2/18 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-0115262
(22) 출원일자 2016년09월07일
심사청구일자 2016년09월07일

(71) 출원인
한국과학기술연구원
서울특별시 성북구 화랑로14길 5 (하월곡동)
서울대학교산학협력단
서울특별시 관악구 관악로 1 (신림동)
이화여자대학교 산학협력단
서울특별시 서대문구 이화여대길 52 (대현동, 이화여자대학교)
(72) 발명자
임윤섭
서울특별시 성북구 화랑로14길 5
김승민
전라북도 완주군 봉동읍 추동로 92
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
손민

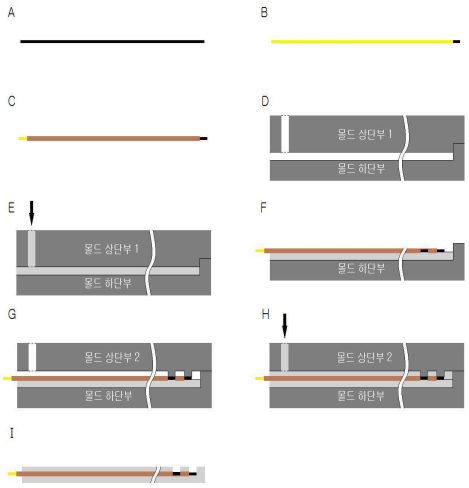
전체 청구항 수 : 총 15 항

(54) 발명의 명칭 **탄소나노튜브 기반의 인공와우 전극**

(57) 요 약

본 발명은 탄소나노튜브 섬유를 포함하는 도선부; 및 상기 도선부를 감싸도록 형성되는, 실리콘 엘라스토머로 이루어지는 캐리어부를 포함하는 섬유 형태의 인공와우 전극 및 이의 제조방법에 관한 것이다. 본 발명에 따라 탄소나노튜브 기반의 인공와우 전극을 제작하여, 와우에 전극을 삽입할 때 기존의 금속 와이어(Pt/Ir 합금)를 사용한 경우보다 조직에 가해지는 물리적 부담을 줄여 청각세포의 손상을 줄일 수 있다.

대 표 도 - 도2



(52) CPC특허분류
A61N 1/0541 (2013.01)
H01B 1/04 (2013.01)
A61F 2002/183 (2013.01)
(72) 발명자
전상범
서울특별시 서초구 태봉로2길 65 서초네이처힐아파트 405동 1304호
이예나
서울특별시 강남구 언주로30길 57 E동 2110호 (도곡동,삼성타워팰리스)
김성준
서울특별시 서초구 서초중앙로2길 21 101동 601호 (서초동,더샵서초)
최광진
경기도 의정부시 의정로40번길 12 101동 1102호 (의정부동,일성트루엘)
권태목
서울특별시 관악구 봉천로 421, 511호

이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 2012M3A6A6054204
부처명 미래창조과학부
연구관리전문기관 한국연구재단
연구사업명 원천기술개발사업-글로벌프론티어사업
연구과제명 스마트 브레인 센서 네트워크
기 여 율 1/1
주관기관 이화여자대학교 산학협력단
연구기간 2015.09.01 ~ 2020.08.31

명 세 서

청구범위

청구항 1

탄소나노튜브 섬유를 포함하는 도선부; 및

상기 도선부를 감싸도록 형성되는, 실리콘 엘라스토머층으로 이루어지는 캐리어부를 포함하는 섬유 형태의 인공와우 전극.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 탄소나노튜브 섬유는 전해액 중에서 2 V 내지 5 V의 전압을 가하여 5 mC/㎠ 내지 40 mC/㎠의 전하축적용량을 갖도록 한 것인 인공와우 전극.

청구항 3

제2항에 있어서, 상기 전해액은 PBS 용액인 것인 인공와우 전극.

청구항 4

제1항에 있어서, 상기 탄소나노튜브 섬유는 직사각형 형태의 단면을 가지며, 가로는 50 ㎛ 내지 400 ㎛, 세로는 1 ㎛ 내지 10 ㎛의 길이를 가지는 인공와우 전극.

청구항 5

제1항에 있어서, 상기 도선부는 탄소나노튜브 섬유의 표면에 형성되는 도금층을 포함하는 것인 인공와우 전극.

청구항 6

제5항에 있어서, 상기 도금층의 두께는 30 ㎚ 내지 400 ㎚ 인 것인 인공와우 전극.

청구항 7

제1항에 있어서, 상기 도선부의 탄소나노튜브 섬유는 양 말단부에 외부로 노출되는 부분이 형성되는 것인 인공와우 전극.

청구항 8

제7항에 있어서, 상기 외부로 노출된 부분은 자극기와 연결되는 부분이거나 전극 사이트로 사용되는 부분인 것인 인공와우 전극.

청구항 9

제5항에 있어서, 상기 도금층 상에 절연 폴리머층을 추가로 형성되는 것인 인공와우 전극.

청구항 10

제9항에 있어서, 상기 절연 폴리머층의 두께는 10 ㎛ 이하인 것인 인공와우 전극.

청구항 11

제10항에 있어서, 상기 절연 폴리머는 파릴렌(parylene)인 것인 인공와우 전극.

청구항 12

제1항에 있어서, 상기 인공와우 전극의 직경은 기저부의 경우 300 ㎛ 내지 800 ㎛, 첨단부의 경우 100 ㎛ 내지 500 ㎛ 인 것인 인공와우 전극.

청구항 13

전해액 중에서 탄소나노튜브 섬유에 2 V 내지 5 V의 전압을 가하여 전하축적용량을 증가시키는 제1단계;

상기 탄소나노튜브 섬유를 도금하는 제2단계; 및

상기 도금된 탄소나노튜브 섬유를 실리콘 엘라스토머로 감싸는 제3단계;를 포함하는 제1항 기재의 인공와우 전극의 제조방법.

청구항 14

제13항에 있어서, 상기 제2단계 후에 도금된 탄소나노튜브 섬유를 절연 폴리머로 코팅하는 단계가 추가되는 것인 제조방법.

청구항 15

제14항에 있어서, 상기 절연 폴리머는 파릴렌(parylene)인 것인 제조방법.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 유연한 탄소나노튜브 섬유를 도선으로 이용한 사용한 새로운 재질의 인공와우 전극에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 인체의 기관 중 하나인 귀는 크게 외이, 중이, 내이로 구성된다. 내이는 균형감각에 관여하는 전정기관과 청각에 관여하는 와우(달팽이관)로 이루어져 있다. 외이, 중이를 통해 들어온 소리의 진동은 와우에 존재하는 난원창을 통하여 와우 내의 림프액을 진동시키고, 이러한 움직임에 청각세포가 자극을 받아 소리의 진동이 전기적인 신경 신호로 바뀌게 된다. 이러한 신경 신호는 청신경을 통해 뇌로 전해지고, 이러한 과정을 통해 소리를 인식하게 된다.

[0003] 선천적 또는 후천적인 요인으로 청각세포가 손상되거나 소실되어 이러한 신경 신호의 발생과 전달이 불가능해지고 소리를 인식하지 못하게 되는 증상을 감각신경성 난청이라 한다. 이러한 증상을 겪는 환자의 와우에 전극을 삽입하여 청신경에 전기 자극을 직접적으로 가해 청력을 제공하는 장치를 인공와우라고 한다.

[0004] 인공와우의 구조는 크게 외부기와 내부기로 나누어진다. 외부기는 소리를 받아들이는 마이크로폰, 받아들인 소리를 전기적인 신호로 변환시키는 어음처리기, 변환된 신호를 체내로 전달하는 송신용 안테나로 구성된다. 내부기는 전달된 신호를 수신하는 수신용 안테나, 수신된 신호를 실제 전기 자극 파형으로 변환하는 수용/자극기, 청각세포에 전기 자극 파형을 전달하는 인공와우 전극으로 되어있다. 와우는 속이 비어있는 관이 2.5바퀴 감겨있는 형태이며, 인공와우 전극은 이러한 관으로 삽입된다. 금속(Pt 및 Pt/Ir 합금) 와이어 기반의 기존 인공와우 전극은 물리적으로 다소 단단한 특성을 갖고 있으며, 이로 인해 실제 삽입 시 와우 조직을 손상시킬 위험이 존재한다. 따라서, 이러한 문제를 해결할 수 있는 새로운 재질의 인공와우 전극이 필요한 실정이다.

[0005] 이에 본 발명자는 상기와 같은 종래 기술의 문제점을 해결하기 위하여 예의 연구 노력한 결과, 기존에 사용되는 금속보다 더욱 유연한 탄소나노튜브 섬유를 이용하여 기존의 인공와우 전극 보다 물리적 특성을 개선하면서, 기계적 및 전기적 특성은 유지할 수 있는 인공와우 전극 시스템을 개발하여, 본 발명을 완성하게 되었다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 본 발명은 전극의 물리적 특성을 개선하여 실제 삽입 시 와우 조직의 손상을 방지할 수 있고, 자극 효율을 높일 수 있는 인공와우 전극을 제공하는 것을 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

[0007] 본 발명의 제1양태는 탄소나노튜브 섬유를 포함하는 도선부; 및 상기 도선부를 감싸도록 형성되는, 실리콘 엘라스토머층으로 이루어지는 캐리어부를 포함하는 섬유형태의 인공와우 전극을 제공한다.

[0008] 본 발명은 와우 조직에 가해지는 물리적인 부담을 줄이기 위해, 상용중인 금속 도선 대신 물리적으로 유연한 특성을 가지고 있는 탄소나노튜브 섬유를 도선에 포함하는 것을 특징으로 한다. 현재 상용중인 인공와우 전극은 엘라스토머 몰딩 방법으로 주로 제작되고 있지만, 금속 와이어를 사용하는 만큼 유연함에 한계가 있었다.

[0009] 본 발명에서 사용하는 탄소나노튜브 섬유에는 형태 및 두께의 특별한 제한이 없다. 다만, 관 형태의 와우에 삽입될 수 있을 정도의 작은 두께를 가져야 한다. 상기 탄소나노튜브 섬유는 탄소나노튜브 섬유의 번들일 수 있다. 상기 탄소나노튜브 섬유는 직사각형 형태의 단면을 가지며, 가로는 50 ㎛ 내지 400 ㎛, 세로는 1 ㎛ 내지 10 ㎛ 인 것이 바람직하다.

[0011] 탄소나노튜브 섬유는 간단하고 저렴한 방법으로 전기적 특성의 향상이 가능하다는 장점을 갖고 있다. 체내에 전극을 삽입하여 신경을 자극하는 경우에 중요하게 고려되는 요인은 전하축적용량(charge storage capacity: CSC)이다. 전하축적용량은 전극이 단위 기하학적 표면적에서 전달할 수 있는 전하의 양을 뜻하는데, CSC값이 클수록 전달 가능한 전하의 양이 큼을 의미한다.

[0012] 일반적으로 탄소나노튜브 섬유보다 금속 와이어의 CSC가 크다. 따라서, 본 발명은 탄소나노튜브 섬유를 전해액(PBS 용액)에 담근 후 산화/환원 반응이 일어나지 않는 범위인 워터 윈도우(water window)보다 큰 전압을 가하여 전하를 전달하는 정도, 즉 CSC를 증가시키도록 하였다. 이를 탄소나노튜브 섬유의 활성화 과정이라 한다. 그 결과 활성화된 탄소나노튜브 섬유는 기존의 금속기반 전극이 갖고 있는 전하전달량과 비슷하거나 높은 수준을 보였다.

[0013] 따라서, 본 발명의 전극에 사용하는 탄소나노튜브 섬유는 전해액(PBS 용액) 내에서 워터 윈도우(water window) 이상의 전압을 가하여 전하축적용량(charge storage capacity)를 증가시킨 것일 수 있다.

[0014] 바람직하게는 상기 탄소나노튜브 섬유는 전해액 중에서 2 V 내지 5 V 의 전압을 가하여 5 mC/㎠ 내지 40 mC/㎠ 의 전하축적용량을 갖는 것일 수 있다.

[0015] 탄소나노튜브 섬유는 기존의 백금 및 백금/이리듐 합금과 같이 비싸지 않은 장점이 있으므로, 탄소나노튜브 섬유를 사용함으로써 낮은 비용으로 전기적/물리적 특성이 향상된 전극의 개발이 가능하다는 장점이 있다.

[0016] 상기 도선부는 도선의 라인 저항을 줄이기 위해 탄소나노튜브 섬유의 표면에 형성되는 도금층을 포함할 수 있다. 탄소나노튜브 섬유는 금속 와이어보다 큰 라인 저항을 가지고 있어, 탄소나노튜브 섬유를 그대로 도선으로 사용하기에는 무리가 있다. 따라서, 본 발명에서는 탄소나노튜브 섬유 표면에 금속을 얇게 도금하여 라인저항을 줄이고자 하였다.

[0017] 본 발명에서 상기 도금층의 두께는 금을 사용한 경우에 30 nm 내지 400 nm 인 것이 바람직하다. 도금층의 두께가 30 nm 미만이면 라인저항의 감소가 충분하지 않을 수 있고, 400 nm 초과이면 전극의 뻣뻣함을 과도하게 하여 인공와우 전극으로 부적합할 수 있다.

[0018] 상기 도금층의 재료는 은, 금, 백금 등일 수 있으나, 바람직하게는 금을 도금하는 것일 수 있다.

[0019] 상기 도금층의 형성에는 증착도금, 전기도금 등이 쓰일 수 있으나, 전기도금이 바람직할 수 있다.

[0021] 상기 도선부의 탄소나노튜브 섬유는 양 말단부에 외부로 노출되는 부분이 형성될 수 있다. 상기 외부로 노출된 부분은 자극기와 연결되거나 전극 사이트로 사용될 수 있다.

[0023] 또한, 상기 도선부는 표면이 절연 폴리머로 코팅되어 전기적으로 절연된 탄소나노튜브 섬유를 포함하는 것일 수 있다. 즉, 상기 도선부에 포함되는 도금층 상에는 절연 폴리머층이 추가로 형성될 수 있다.

[0024] 상기 절연 폴리머층의 두께는 파릴린을 사용할 경우 최대 10 ㎛ 인 것이 바람직하다. 절연 폴리머층의 두께가 10 ㎛를 넘어서면 인공와우 전극으로 사용하기에 전극이 너무 뻣뻣해질 수 있다.

[0026] 상기 절연 폴리머층의 재료는 파릴린(Parylene), 폴리이미드(Polyimide), 폴리우레탄(Polyurethane), 폴리테트라플루오로에틸렌(Polytetrafluoroethylene), SU-8, 폴리디메틸실록산(PDMS), 액정폴리머(LCP) 등의 생체적합

성 고분자일 수 있다.

[0027] 상기 절연 폴리머는 파릴렌(parylene)이 바람직하나, 이에 제한되지는 않는다. 파릴렌은 poly(p-xylylene) 폴리머로서 불활성 성질을 갖고 있어 인체에 안전한 물질이므로, 의용공학분야에서 많이 사용되고 있다.

[0028] 본 발명의 일 실시예에서는, 탄소나노튜브 섬유의 양 말단부를 마스크 물질로 가린 채로 절연 폴리머로 코팅하여 양 말단부 중 하나는 전극 사이트(site)로 사용하고, 양 말단부 중 하나는 자극기에 연결될 수 있도록 하였다.

[0030] 상기 도선부는 탄소나노튜브 섬유로 이루어진 전극 어레이일 수 있다.

[0032] 본 발명의 인공와우 전극은 상기 도선부를 감싸도록 형성되는, 실리콘 엘라스토머(elastomer)를 포함하는 캐리어부를 구비할 수 있다. 상기 캐리어부는 전극의 캐리어(carrier) 역할을 한다.

[0033] 실리콘 엘라스토머는 어떠한 형태의 다른 탄성체 소재와도 비교할 수 없는 안정된 화학구조를 가지고 있으며, 부식성이 없고 산화되지 않는 화합물로서 내열, 내한, 전기절연, 화학적 안전성, 내마모성, 광택성, 풍부한 탄성 등의 특성을 갖추고 있어 의용공학분야에의 사용에 적합하다.

[0034] 본 발명에 사용되는 실리콘 엘라스토머는 폴리실록산, 폴리실란, 폴리카르보실란 또는 폴리실라잔 등을 포함하는 것일 수 있다. 일례로 폴리디메틸실록산(PDMS)일 수 있다.

[0035] 바람직하게는, 상기 캐리어부는 외부로의 전기적 연결이 가능하도록 절연 폴리머로 코팅되지 않는 도선의 말단부를 실리콘 엘라스토머가 감싸지 않도록 형성된 것일 수 있다.

[0036] 본 발명의 인공와우 전극은 캐리어 역할을 하는 실리콘 엘라스토머로 전극 어레이를 감싸는 구조일 수 있다.

[0037] 본 발명의 인공와우 전극의 평균 직경은 와우 내부에 삽입될 수 있을 정도면 관계 없지만 기저부의 경우 300 ㎛ 내지 800 ㎛, 첨단부의 경우 100 ㎛ 내지 500 ㎛ 인 것이 바람직하다. 전극의 평균 직경이 이를 초과하면 직경을 과도하게 하여 인공와우 전극으로 부적합할 수 있다.

[0039] 본 발명의 인공와우 전극은 기존의 금속 와이어를 도선으로 사용하여 제작되던 전극 어레이를 도금된 탄소나노튜브 섬유로 대체하였으며, 각각의 탄소나노튜브 섬유는 파릴렌으로 코팅하여 절연성을 확보하였다.

[0041] 본 발명은 하나의 탄소나노튜브 섬유가 전극 사이트와 도선으로 사용되는 일체형인 것을 특징으로 한다. 이와 같이 본 발명은 전기 전극 파형을 전달하는 전극 사이트 부분도 활성화된 탄소나노튜브로 대체함으로써 자극 효율을 향상시키도록 하였다.

[0042] 본 발명의 인공와우 전극은 와우 내부에 삽입될 수 있도록 섬유 형태인 것을 특징으로 한다.

[0043] 본 발명의 전극은 전류 자극이 필요한 생체 조직과의 interface를 위한 시스템에 적용 가능하다.

[0044] 본 발명의 전극은 와우 내부에 삽입되어 수용/자극기, 청각세포에 전기 자극 파형을 전달할 수 있다.

[0045] 본 발명의 전극은 신체조직과의 안정적인 인터페이스(interface)를 이룰 수 있으므로 보다 안정적인 신경 자극 및 신경 신호 기록을 위한 시스템에 적용 가능하다.

[0046] 본 발명의 전극은 유연한 재질 특성으로 인해 향상된 생체 적합성 확보가 가능하다.

[0048] 본 발명의 제2양태는 전해액 중에서 탄소나노튜브 섬유에 2 V 내지 5 V의 전압을 가하여 전하축적용량을 증가시키는 제1단계;

[0049] 상기 탄소나노튜브 섬유를 도금하는 제2단계; 및

[0050] 상기 도금된 탄소나노튜브 섬유를 실리콘 엘라스토머로 감싸는 제3단계;를 포함하는 제1항 기재의 인공와우 전

극의 제조방법을 제공한다.

[0051] 상기 제2단계 후에 도금된 탄소나노튜브 섬유를 절연 폴리머로 코팅하는 단계가 추가될 수 있다.

[0052] 상기 절연 폴리머는 파릴렌(parylene)이 바람직하다.

[0053] 상기 전해액은 PBS 용액(phosphate buffered saline; pH 7.2-7)인 것이 바람직하나, 이에 제한되지는 않는다.

발명의 효과

[0054] 본 발명에 따라 탄소나노튜브 기반의 인공와우 전극을 제작하여, 와우에 전극을 삽입할 때 기존의 금속 와이어(Pt/Ir 합금)를 사용한 경우보다 조직에 가해지는 물리적 부담을 줄여 청각세포의 손상을 줄일 수 있다.

[0055] 본 발명에 따르면 탄소나노튜브 섬유 표면에 금속을 도금하여 라인 저항을 감소시킬 수 있으며, 체내에 노출되어 전기 자극 파형을 전달하는 전극의 사이트 부분도 활성화된 탄소나노튜브로 대체하여 자극 효율을 높일 수 있다.

[0056] 본 발명에 따르면 기존의 금속 대신 탄소나노튜브 섬유를 사용하여 좀 더 유연하고 얇은 전극을 구현함으로써 기존 전극보다 더 깊은 곳으로 삽입이 가능해져 인공 청각 시스템으로 하여금 보다 향상된 소리의 전달이 가능할 것으로 기대된다.

도면의 간단한 설명

[0057] 도 1은 탄소나노튜브 섬유를 활성화시키는 장치의 구조도이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 탄소나노튜브 기반의 인공와우 전극의 제조방법의 공정도로서, A는 탄소나노튜브 섬유를 준비하는 단계이고; B는 탄소나노튜브 섬유를 도금하는 단계이고; C는 양 말단을 제외한 표면을 절연 폴리머(파릴렌)로 코팅하는 단계이고; D는 실리콘 엘라스토머가 주입될 몰드 틀(상단부 1, 하단부)을 준비하는 단계이고; E는 상단부 1에 위치한 구멍으로 실리콘 엘라스토머를 주입시켜 실리콘 엘라스토머 하단부를 제조하는 단계이고; F는 제조된 실리콘 엘라스토머 하단부 위에 코팅된 섬유들을 위치시키는 단계이고; G는 상단부 2를 올려놓아 실리콘 엘라스토머 상단부를 제조할 준비를 하는 단계이고; H는 상단부 2에 위치한 구멍으로 실리콘 엘라스토머를 주입시켜 코팅된 탄소나노튜브 섬유를 최종적으로 실리콘 엘라스토머로 감싸는 단계이고; I는 제조된 탄소나노튜브 기반의 인공와우 전극을 얻는 단계이다.

도 3은 본 발명의 탄소나노튜브 기반의 인공와우 전극과 폴리머(LCP) 기반의 인공와우 전극을 비교한 그래프이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0058] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명에 따른 탄소나노튜브 기반의 인공와우 전극의 실시예에 대하여 상세하게 설명하도록 한다.

[0059]

[0060] 실시예 1: 탄소나노튜브 섬유의 활성화

[0062] 전극물질로서의 특성을 비교하기 위해 활성화 전의 탄소나노튜브 섬유의 계면 임피던스(interface impedance) 및 전하축적용량(charge storage capacitance)과, 주로 전극물질로 사용되는 금(gold)과 CSC가 높은 것으로 알려진 IrOx(iridium oxide)의 계면 임피던스 및 전하축적용량을 측정하여 그 결과를 표 1에 나타냈다.

표 1

[0064]

	금(gold)	IrOx	CNT(활성화전)
계면 임피던스 ($k\Omega/mm^2$)	22.2	6.18	0.44~1.04
CSC(mC/cm^2)	0.267	22.586~41.343	1.12~7.10

[0066] 상기 표 1에서 보는 바와 같이, 활성화 전의 탄소나노튜브 섬유의 CSC는 상대적으로 낮았다.

[0067] 따라서, 본 발명은 탄소나노튜브 섬유로 전극을 제작하기 전에 탄소나노튜브 섬유를 활성화시키는 공정을 수행하였다.

[0068] 도 1은 탄소나노튜브 섬유를 활성화시키는 장치의 구조도이다. 탄소나노튜브 섬유로 전극을 제작하기 전에 전해액(PBS 용액) 속에 탄소나노튜브 섬유와 카운터(counter) 전극을 넣은 후, 전해액 외부에서 4 V의 전압을 가하여 탄소나노튜브의 전하축적용량을 증가시킴으로써 탄소나노튜브 섬유를 활성화하였다. 탄소나노튜브 섬유의 활성화 전후의 임피던스 및 CSC값을 2차례에 걸쳐 측정하였다. 1차 측정과 2차 측정을 위해 총 16개의 탄소나노튜브 섬유 샘플을 준비하였다. 각 샘플을 활성화시키기 전에 시료들의 임피던스와 CSC를 측정하였다. PBS 용액 100 ml에 카운터 전극을 담궜다. 준비한 샘플을 하나씩 PBS 용액에 1 mm 정도 담근 후, 4 V의 전압을 가하여 활성화시켰다. 활성화시킨 샘플들의 임피던스와 CSC를 측정하여 그 결과를 하기 표 2에 나타냈다.

표 2

[0070]

1차 측정									
	활성화	1	2	3	4	5	6	7	8
임피던스 (Ω)	전	435.99	3463.5	4226.5	391.73	3391.7	2266	2695.9	518.55
	후	232.28	375.96	311.19	325.32	311.8	368.79	390.1	392.72
CSC(mC/㎠)	전	20.8	1.10	3.22	10.3	3.44	5.80	1.71	10.2
	후	159.1	18.6	28.8	32.2	27.3	26.8	19.7	29.1
2차 측정									
	활성화	1	2	3	4	5	6	7	8
임피던스 (Ω)	전	1208.9	422.45	732.28	398.17	3011.5	4982.4	2155	504.72
	후	417.6	284.47	300.48	310.25	293.89	332.95	368.68	364.53
CSC(mC/㎠)	전	8.37	13.4	7.47	11.0	6.04	3.52	5.03	4.66
	후	29.8	29.7	24.0	31.9	24.5	21.6	20.4	19.9

[0072] 상기 표 2에서 보는 바와 같이, 탄소나노튜브 섬유는 활성화 후에 CSC 값이 18.6~32.2 mC/㎠ 로 대폭 증가하였는데, 이는 상기 표 1에 기재된 IrOx의 CSC값과 거의 동등한 수준이다. 따라서, 활성화처리된 탄소나노튜브 섬유는 기존 금속기반 전극이 갖고 있는 전하전달량을 가질 수 있음을 확인하였다.

[0074] 실시예 2: 탄소나노튜브 섬유 기반의 인공와우 전극의 제작

[0076] 도 2은 본 발명의 일 실시예로서 탄소나노튜브 기반의 인공와우 전극의 제조방법의 공정도로서, 도 2를 참조하면 탄소나노튜브 섬유는 금속(골드)로 도금된 후, 이어서 절연 폴리머(파릴렌)으로 코팅하였다. 이 때 전극 사이트로 사용될 부분과 자극기에 연결될 부분을 위해 양 말단은 코팅하지 않았다. 실리콘 엘라스토머가 주입될 몰드 틀(상단부 1, 하단부)을 준비하여, 상기 몰드 상단부 1에 위치한 구멍으로 Med-6233 (Nusil사 제조)를 주입시켜 실리콘 엘라스토머 하단부를 제작하였다. 상기 실리콘 엘라스토머 하단부 위에 코팅된 탄소나노튜브 섬유들을 위치시켰다. 그 다음 몰드 상단부 2를 올려놓되, 몰드 틀 상단부 2의 튀어나온 부분이 코팅되지 않은 탄소나노튜브의 끝부분을 눌러주어, 실리콘 엘라스토머가 탄소나노튜브의 끝부분을 덮는 것을 막아주었다. 몰드 상단부 2에 위치한 구멍으로 실리콘 엘라스토머를 주입시켜 코팅된 탄소나노튜브 섬유를 최종적으로 감싸는 실리콘 엘라스토머 상단부를 제작하였다. 그 결과 탄소나노튜브 섬유 기반의 인공와우 전극을 얻었다.

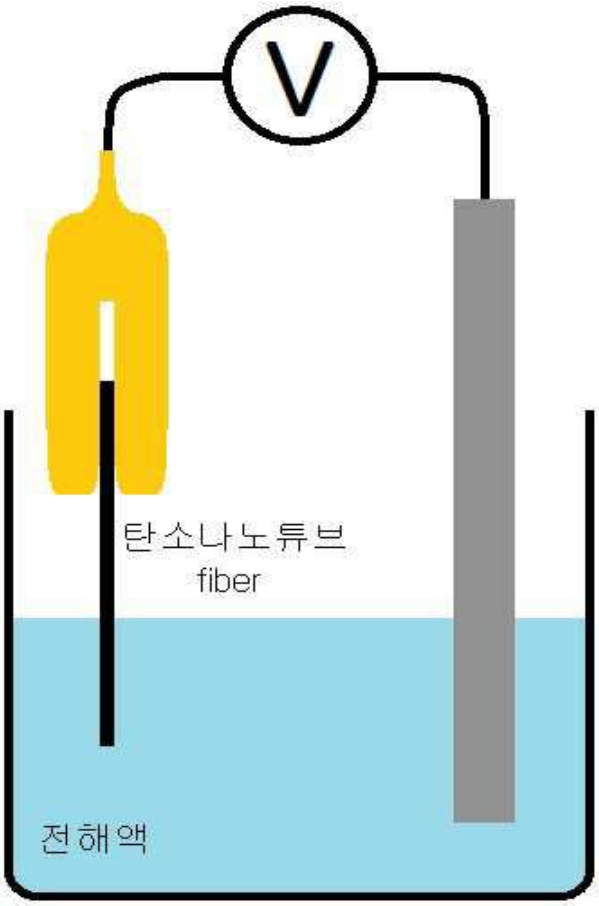
[0078] 실험예 1: 유연성 평가

[0080] 본 발명의 인공와우 전극의 유연성을 평가하기 위해, 폴리머(LCP) 기반의 인공와우 전극을 제작하여, 실제 와우의 모양을 본 뜬 모델 내부에 실시예 2의 인공와우 전극과, 폴리머 기반의 인공와우 전극을 각각 삽입한 후, 전극이 받는 힘을 측정하여, 그 결과를 도 3에 나타냈다.

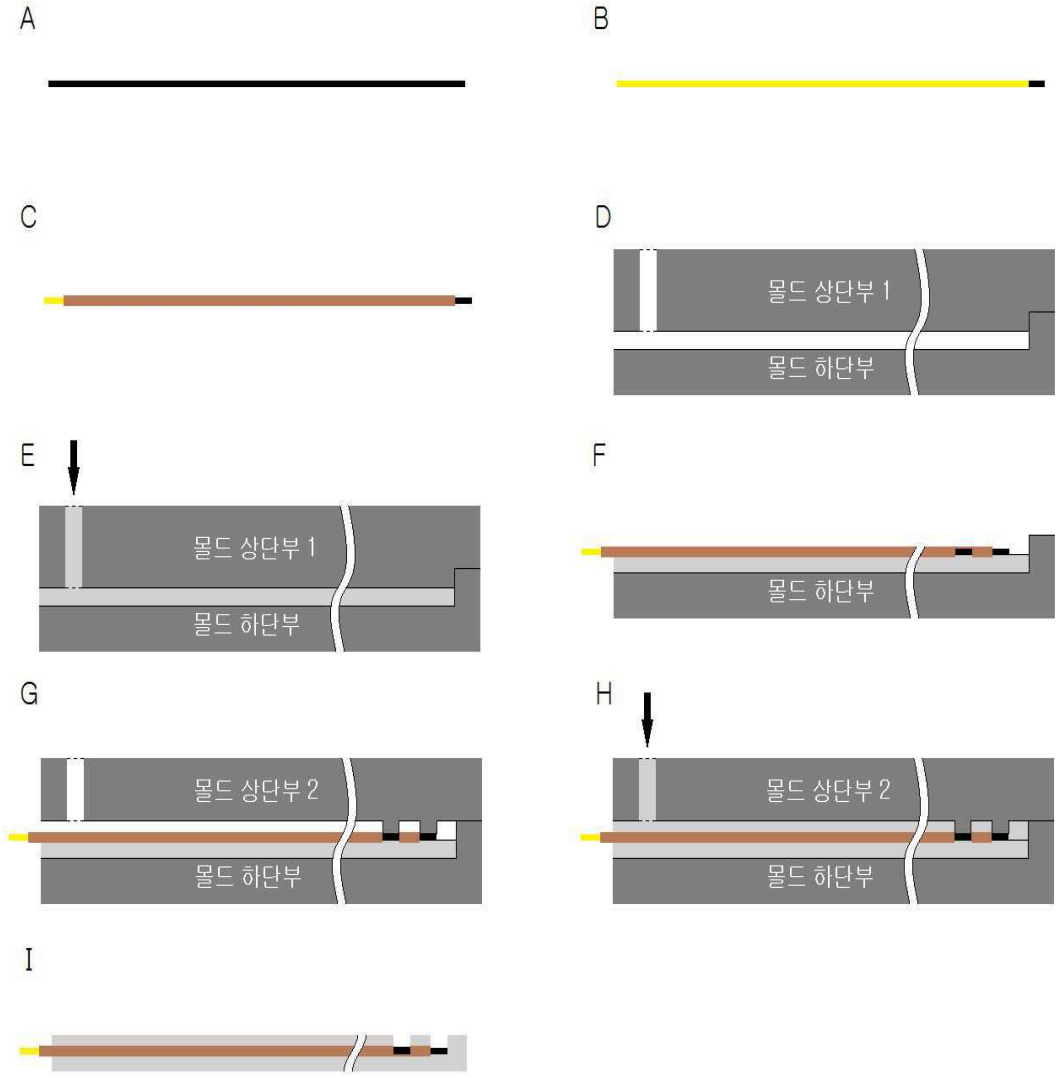
[0081] 도 3에서 보는 바와 같이, 폴리머 기반의 인공와우 전극(주황색)보다 탄소나노튜브 섬유 기반의 인공와우 전극(파란색)이 삽입 시 힘을 덜 받는 것으로 나타났다. 따라서, 본 발명의 탄소나노튜브 섬유 기반의 인공와우 전극은 삽입 시 와우 조직을 손상시킬 위험이 감소된 것을 알 수 있다.

도면

도면1



도면2


A
B
C
D
몰드 상단부 1
몰드 하단부
E
몰드 상단부 1
몰드 하단부
F
몰드 하단부
G
몰드 상단부 2
몰드 하단부
H
몰드 상단부 2
몰드 하단부
I

도면3

