명세서

발명의 명칭: 액정폴리머 기반의 전광극 신경 인터페이스 및 그 제조 방법

기술분야

[1] 본 발명은 체내에 삽입되는 신경 인터페이스 및 그 제조 방법에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 전극과 광극을 일체로 형성한 액정 폴리머 기반의 전광극 신경 인터페이스(electro-optrode neural interface) 및 그 제조 방법을 제공하는 것이다.

배경기술

[2] 잘 알려진 바와 같이, 심부 뇌를 자극하거나 심부 뇌로부터 신경신호를 계측하기 위한 전극(electrode) 및 광극(optrode)과 같은 신경 인터페이스는 인공와우, 인공박막, 심부 뇌 자극 등과 같은 신경 보철(Neural Prothesis)이나, 생체 신호 계측 등을 포함한 신경 과학 연구에서 매우 중요한 역할을 한다. 신경 인터페이스는 인간을 포함한 동물의 신경 조직에 자극을 주거나 신경조직에서 발생하는 신경신호 또는 생체신호를 기록할 때 이용된다. 신경에 대한 자극 또는 신경신호의 기록은 전기적 방법 또는 광학적인 방법을 통하여 이루어진다.

[3] 전극은 주로 실리콘, SOI(Silicon-on-Insulator) 등의 반도체 물질 또는 백금, 텅스텐 등의 금속 물질을 이용하여 제작되며, 이를 통해 세포의 전위차 등을 유발 또는 기록한다(선행기술문헌 [1] 참조).

[4] 광극은 빛을 투과시키는 투명한 물질로 제작되며, 광유전학(optogenetics) 등의 기술을 이용하여 빛으로 세포를 자극할 수 있다(선행기술문헌 [2] 참조).

[5] 또한, 광극은 표면 플라즈몬 현상, 근적외선의 투과율 변화 등과 같은 빛에 대한 반응으로 세포의 신경신호를 기록할 수 있다(선행기술문헌 [3] 및 [4] 참조).

[6] 그렇지만 기존에 연구된 전극 또는 광극의 기반 물질은 실리콘과 같이 손상되기 쉬운 기계적 특성을 가지거나 뇌에 적용하기에는 강성이 부족하여 다른 지지대가 필요하게 되는 등, 생체 이식용 신경 인터페이스로의 적용에 한계를 지니고 있는 경우가 많아 지지대를 없는 등의 방법을 강구해야 한다(선행기술문헌 [5] 참조).

[7] 또한 신경 인터페이스와 같이 생체 이식용 기술에 사용되는 물질은 생체적합적(biocompatibile)인 물질을 기반으로 하거나 이러한 물질들만을 이용하여 제작되어야 한다. 신경 인터페이스가 심부 뇌에 적용되는 경우, 신경 인터페이스를 통한 신호의 전달 중에 지지대로 인한 영향이 없어야 하기 때문에 광학적 신경 인터페이스를 제작하는 기반 물질은 그 자체만으로 강성을 지니고 있어야 한다. 또한, 현재 신경보철장치에 사용되는 전극들은 대부분 반도체 공정과 같이 생산 단가를 낮출 수 있는 일괄 공정(batch process)를 이용하지 않기 때문에 생산 단가가 매우 높다는 문제점이 있다.

[8] 따라서 미래의 신경보철장치의 신경 인터페이스는 일괄 공정이 적용 가능한

물질일수록 경쟁력을 지니므로, 뇌에 삽입하기에 충분한 강도를 갖고 있으며, 생체적합하고 일괄 공정을 이용하여 생산 단가를 낮출 수 있는 것이 장점이 될 수 있을 것이다.

[9] 그렇지만, 기존에 연구된 대부분의 전극 또는 광극 기술은 주로 독립적으로 연구 및 실험되어 왔다. 몇몇 연구 그룹에서 두 기술을 접목하여 체외(in vitro)상에서 신경 인터페이스를 구축하려는 선행 연구가 있었으나 체내(in vivo) 연구까지는 미치지 못하였다.

[10] 또한, 광극과 전극을 결합하여 정위 수술(stereotaxic operation)에 적용하면 빠른 수술 위치 파악으로 인한 수술시간 단축, 면역반응으로 인한 글리오시스에 의한 효과 감소, 자극에 의한 아티팩트 시그널의 영향 감소 등의 효과를 얻을 수 있을 것이지만, 광극과 전극을 결합한 신경 인터페이스는 정위 수술에 적용할 수 있는 구조가 아니었다(선행기술문헌 [8] 참조).

[11] 예를 들면, 먼저 DBS(deep brain simulator)의 전극의 삽입 수술의 경우, 기존에는 전극 삽입 수술 전 MRI 촬영과 ATLAS(뇌의 해부학적 지도)를 이용하여 삽입 위치를 파악하고 정위 수술 장비를 이용하여 수술하였다.

[12] 그러나, 사람마다 다른 뇌의 위치나 특수한 뇌의 구조와 같은 변수들에 의한 수술의 어려움이 존재하여, 이를 해결하기 위하여 MER(Micro Electrode Recording)로 신경신호 기록 후 다시 자극 전극을 삽입하는 방법을 많이 시행하고 있다. 이 방법의 경우 먼저 DBS 전극을 삽입하기 전에 정위 수술 장치를 이용하여 신경신호 기록용 전극(Micro Electrode)을 삽입한다. 삽입된 위치에 따른 신경 신호를 기록하여 올바른 위치에 전극이 위치한 것을 확인한 후에 신경신호 기록용 전극을 제거하고 자극용 전극을 다시 삽입하게 된다. 이는 두개골에 구멍(bur hole)을 뚫는 순간 두개골 속의 압력이 변하고 뇌 척수액이 흘러나와 뇌의 위치가 MRI 촬영 시와 다르게 되는 시프트(shift)가 발생하기 때문이다.

[13] 그렇지만 이 방법 역시 단점이 존재하는데, ① 수술시간이 길어져 뇌 척수액, 혈액을 비롯한 체액의 손실이 크다. ② 두 종류의 전극을 번갈아 삽입함으로써 뇌혈관을 다치게 할 확률이 높다 (기록전극의 경우 자극전극에 비하여 그 직경이 작음) ③ 자극 전극의 삽입 위치를 기록전극 삽입 경로가 아닌 다른 위치로 조정할 경우 불필요한 뇌조직의 손상이 발생할 수 있는 문제점이 있다.

[14] 이와 달리, MRI 정보와 ATLAS(뇌의 해부학적 지도) 정보를 이용하여 MER없이 삽입하는 방법이 있다. 뇌의 해부학적 지도 정보를 이용하는 방법은 최종 삽입 위치를 MRI나 C-아암을 이용한 대략적 좌표계를 이용하여 파악하는 것으로, 수술시간을 단축하여 체액의 손실을 줄일 수 있지만, 수술과정에서의 뇌의 미세한 이동(brain shift) 등과 같은 이유로 인하여 정확하게 자극 전극을 위치시키는 데에 어려움이 많다.

[15] 또한 외부에서 생체 내로 특정 물체가 이식되면 면역반응으로 인하여 이물질로 인식된 전극을 뇌조직이 감싸는 글리오시스(gliosis)가 발생하게 된다. 이 경우,

전극이 자극하고자 하는 조직으로 자극용 전기 신호를 전달하는데 문제가 발생하며 이에 따라 자극 효과 감소와 치료 효과 감소가 나타난다. 때문에 적절한 자극 효과를 주기 위해서 대체 위치를 찾아 다시 전극 삽입 수술을 해야 하는 상황이 발생할 수 있으며, 이는 수술로 인하여 환자의 부담을 가중시키고 뇌에 삽입하는 전극의 경우 MRI 촬영부터 수술까지 일련의 과정을 모두 다시 수행하여야 하게 된다.

[16] 마지막으로 세포에 전기자극을 하며 전극으로 신경 신호를 기록하는 경우, 이 자극에 세포가 반응을 하여 생기는 신경신호와는 별개로 자극신호가 직접적으로 기록되는데 이를 아티팩트 신호(artifact signal)이라 한다. 이 신호는 자극 직후에만 생기긴 하지만 일반적으로 신경신호보다 크기가 커서 자극 직후의 반응을 보기 위해서는 아티팩트 신호를 없애기 위한 별도의 방법이 필요하게 된다.

[17] 이상과 같이 생체 내 삽입을 위한 신경 인터페이스 장치는 생체적합한 물질을 기반으로 해야 하며 뇌에 삽입되기에 충분한 강도를 지녀야 하고, 또한 신경보철장치의 대중화 및 시장 확대에 엄청난 영향을 미칠 수 있는 점에서, 바람직하게는 일괄공정이 가능하여 단가를 낮출 수 있어야 한다. 또한 신경 인터페이스 장치에 사용된 전극의 경우, 전기 자극으로 인한 아티팩트(artifact) 신호가 기록되어 실제 신경신호를 분리하기 위한 추가 작업과 추가의 기준 전극과, 글리오시스의 발생으로 인한 효과가 감소하는 단점도 해소해야 하며, 또한 수술 중 MRI 또는 CT 촬영 등으로 인해 장시간의 수술과정이 이어지는 기존의 정위 수술과정에 비해 빠른 수술이 가능해야 한다.

[18] 본 발명자들은 액정폴리머가 뇌에 삽입하기에 충분한 강도를 갖고 있으며 생체적합하고 일괄 공정을 이용하여 생산 단가를 낮출 수 있고(선행기술문헌 [6] 및 [7] 참조), 광극과 전극을 결합하여 정위 수술에 적용함으로서 빠른 수술 위치 파악으로 인하여 수술시간이 단축되고, 빛은 세포를 어느 정도 투과할 수 있음에 따라 광극에 의해 글리오시스에 의한 영향을 적게 받을 수 있고(선행기술문헌 [9] 참조), 더구나 빛으로 신경 신호를 검출하는 경우에는 아티팩트 신호의 영향을 받지 않으므로 후처리과정을 간단하게 할 수 있음(선행기술문헌 [3] 및 [4] 참조)을 알게 되었다.

[19] [선행기술문헌]

[20] [특허문헌]

[21] [1] 미국특허 제6644552호(등록일 2003.11.04)

[22] [2] 한국출원공개 제2010-0081862호(공개일 2010.07.15)

[23] [3] 한국출원공개 제2010-0056876호(공개일 2010.05.28)

[24] [4] 한국출원공개 제2010-0056872호(공개일 2010.05.28)

[25] [5] 한국출원공개 제2010-0010714호(공개일 2010.02.02)

[26] [비특허문헌]

[27] [1] "A High-Yield Fabrication Process for Silicon Neural Probes", Seung Jae Oh,

Jong Keun Song, Jin Won Kim, and Sung June Kim, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 53, no. 2, pp. 351-354, Feb. 2006.

[28] [2] "Next-generation optical technologies for illuminating genetically targeted brain circuits". Deisseroth K, Feng G, Majewska AK, Miesenbock G, Ting A, Schnitzer MJ, J. Neurosci. 26 (41): 10380??6, October 2006.

[29] [3] "Spectrum measurement of fast optical signal of neural activity in brain tissue and its theoretical origin", Jonghwan Lee and Sung June Kim, NeuroImage, Vol. 51, no. 2, pp. 713-722, 2010.

[30] [4] "Optical Measurement of Neural Activity Using Surface Plasmon Resonance", Shin Ae Kim, Kyung Min Byun, Jonghwan Lee, Jung Hoon Kim, Dong-Ghi Albert Kim, Hyoungwon Baac, Michael L. Shuler, and Sung June Kim, Optics Letters, Vol. 33, no. 9, pp. 914-916, May. 2008.

[31] [5] "Polyimide based neural implants with stiffness improvement", Keekeun Lee, Amarjit Singh , Jiping He, Stephen Massia , Bruce Kim, Gregory Raupp, Sensors and Actuators B , Vol. 102,Issue 1, pp.67-72, Sep. 2004

[32] [6]"Development of microelectrode arrays for artificial retinal implants using liquid crystal polymers", S. W. Lee, J. M. Seo, S. Ha, E. T. Kim, H. Chung, and S. J. Kim, Invest Ophthalmol Vis Sci, Vol. 50, no. 12, pp. 5859-5866, Dec. 2009.

[33] [7] M.S. Thesis, "LCP 기반의 탐침형 신경 전극에 대한 연구(A Study on a LCP-based Depth-type Neural Probe)", 이성은, Department of electrical engineering and computer science, College of Engineering, Seoul National University, Seoul, Korea, 2010.

[34] [8]"A 16-site neural probe integrated with a waveguide for optical stimulation", I.-J. Cho, H. W. Baac, and E. Yoon, in Proc. MEMS 2010 Conference, Hong Kong, China, January 24-28, 2010, pp. 995-998.

[35] [9]Optical Absorption of Untreated and Laser-irradiated Tissues, D.K. SARDAR, B.M. ZAPATA, C.H. HOWARD, Lasers in Medical Science 1993, 8:205-209

[36] [10] Polymer-Based Microelectrode Arrays, Scotte Corbertt, Joe Ketterl, and Tim Johnson, Master, Res.Soc.Symp. Proc, Vol. 926

[37] [11] Novel Biomedical Implant Interconnects Utilizing Micromachined LCP, Robert Dean, Jenny Weller, Mike Bozack, Brian Farrell, Linas Jauniskis, Josept Ting, David Edell, Jamile Hetke, Proc. of SPIE Vol.5515

발명의 상세한 설명

기술적 과제

[38] 그러므로, 본 발명의 목적은 액정폴리머를 기반물질로 하여, 전극과 광극을 일체로 형성한 전광극 신경 인터페이스 및 그 제조 방법을 제공하는 것이다.

과제 해결 수단

[39] 상술한 목적을 달성하기 위한 본 발명의 일 측면에 따르면, 액정폴리머 기반의 전광극 신경 인터페이스는,

[40] 신체 내에 삽입가능하도록 연장하고, 광학적 전극 부분을 이루도록 코어부분에 위치되는 광섬유와, 상기 광섬유를 둘러싸는 LCP 샘플을 포함하며,

[41] 상기 LCP 샘플은 접착 시트와, 상기 접착 시트를 둘러싸는 LCP 전극층이 서로 결합된 것을 특징으로 한다.

[42] 본 발명의 다른 측면에 따르면, 전광극 신경 인터페이스를 제조하는 방법은, LCP 샘플을 광섬유에 감는 단계와, 상기 광섬유에 감겨진 LCP 샘플을 금속 몰드에 넣고, 상기 LCP 샘플이 상기 광섬유에 라미네이션되도록 가열하는 단계와, 상기 라미네이션된 LCP 샘플의 불필요한 팁 부분 광섬유를 절단하여, 상기 전광극 신경 인터페이스를 형성하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[43] 본 발명의 또 다른 측면에 따르면, 액정폴리머 기반의 전광극 신경 인터페이스는, LCP로 이루어진 기판부와, 상기 기판부의 상면에 형성되어 생체 신호를 수집하고 수집된 생체신호를 전달하는 복수의 전극부와, 상기 전극부와 겹치지 않도록 상기 기판부의 상면에 형성되어 광학적 전극부분을 이루는 광극부와, 상기 전극부와 광극부를 보호하며, 상기 광극부의 일부가 노출되도록 상기 기판부에 열압착으로 라미네이션하여 적층되는 LCP로 이루어진 커버부를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[44] 본 발명의 또 다른 측면에 따르면, 액정폴리머 기반의 전광극 신경 인터페이스를 제조하는 방법은,

[45] 상기 액정 폴리머로 이루어진 기판부의 상면에 전극부를 형성하는 단계와, 상기 형성된 전극부와 겹치지 않는 상기 기판부의 상면에 광극부를 형성하는 단계와, 액정 폴리머로 이루어진 커버부를 상기 광극부의 일부가 노출되도록 상기 기판부에 라미네이션하여 적층하는 단계와, 상기 커버부가 라미네이션된 기판부에서 상기 전극부와 상기 광극부가 형성된 영역을 남기도록 나머지 영역을 절단하여 상기 전광극 신경 인터페이스를 제조하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

[46] 본 발명의 실시예에 의하면, 광학 기술과 전기전자기술이 결합된 심부 뇌 자극용 전극의 설계 및 제작기술에 의해 아티팩트(Artifact)없이 신경 신호를 기록하는 광학기술과 전기적으로 신경 신호를 기록하는 전극의 기술이 한 전극에 구현된 전극 디자인의 설계가 가능하고, LCP(액정폴리머)와 반도체 공정 기술을 이용하여 여러 종류의 전극 사이트 디자인과 약물전달 채널(Fluidic Channel) 등의 다기능의 전극을 구성하고 광학기술을 위한 광섬유와의 결합 기술을 개발이 가능하고, 열가소성 박막의 접착 시트로 광섬유를 감싸는 형태의 일체형 전극을 제작할 수 있으며, 경우에 따른 다양한 신경신호 기록 방법과 자극 방법이 적용 가능하고, 전기적 기록과 광학적 기록법을 이용하여 보다

정확도 높은 신경 신호 기록이 가능하고, 기존의 전극들과 같은 전기 자극과 글리오시스(gliosis)가 일어날 때와 같은 특정 경우에서의 광자극을 이용하여 계속적인 질환 치료가 가능하며, 1회의 전극 수술만으로 MER과 자극 전극 삽입 수술이 완료되고, 수술 시간의 단축으로 환자와 수술자의 부담을 감소 시킬 수 있고, 또한 실시간으로 전극의 위치를 모니터링 할 수 있으므로 보다 정확한 전극 삽입수술이 가능한 효과를 가진다.

도면의 간단한 설명

[47] 도 1는 본 발명의 일 실시예에 따른 전광극 신경 인터페이스의 사시도이고,

[48] 도 2는 도 1의 전광극 신경 인터페이스의 라인 II-II를 따라 절취한 단면도이고,

[49] 도 3은 도 1의 전광극 신경 인터페이스의 전극 층의 구성을 도시하는 사시도이고,

[50] 도 4a 내지 도 4g는 도 1의 전광극 신경 인터페이스의 제작 공정의 일 실시예를 나타내는 순서도이고,

[51] 도 5는 도 1의 전광극 신경 인터페이스의 제작 공정의 다른 실시예를 나타내는 순서도이고,

[52] 도 6은 본 발명의 다른 실시예에 따른 전광극 신경 인터페이스의 전체 구성을 나타내는 사시도이고,

[53] 도 7은 도 6의 전광극 신경 인터페이스의 제작 공정의 일 실시예를 나타내는 순서도이다.

발명의 실시를 위한 최선의 형태

[54] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명에 따른 실시예의 동작을 상세하게 설명한다.

[55] 도 1는 본 발명의 일 실시예에 따른 전광극 신경 인터페이스의 사시도이고, 도 2은 도 1의 전광극 신경 인터페이스의 라인 II-II를 따라 절취한 단면도이고, 도 3은 도 1의 전광극 신경 인터페이스의 전극 층의 구성을 도시하는 사시도이다.

[56] 도 1 내지 도 3에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 전광극 신경 인터페이스(100)는 체내 이식장치(도시하지 않음)에 연결되어, 체내에서 수집한 생체 신호를 내부 이식 장치에 전달하고, 내부 이식장치는 전달된 생체 신호를 신호처리, 저장, 분석하며 그 결과를 외부로 송신하는 기능을 수행한다. 전광극 신경 인터페이스(100)는 전반적으로 신체 내부에 삽입가능하도록 연장하며, 광학적 전극 부분을 이루도록 코어부분에 위치되는 광섬유(10)와, 광섬유(10)를 둘러싸는 접착 시트(20)와, 상기 접착 시트(20)에 의해 광섬유(10)에 감겨진 반도체 공정에 의해 사전 제작된 LCP 전극층(30)과, LCP 전극층(30)의 선단부에서 접착 시트(20) 상에 부착된 자극전극 사이트(40)를 포함한다.

[57] LCP 전극층(30)은 열가소성의 저온 LCP 또는 고온 LCP로 제조되며, 반도체 공정 또는 MEMS 공정을 이용하여 다 채널의 전극을 구성할 수 있다. LCP 전극층(30)을 다채널 전극으로 구성함으로써 각 전극으로부터 생체 내의

한곳만이 아닌 여러 곳의 정보를 얻을 수 있다.

[58] 접착 시트(20)는 LCP 전극층(30)을 광섬유(10)에 접착 또는 고정해 주며, 접착성 및 생체적합성(biocompatible)을 갖는 저온 LCP 필름 또는 폴리우레탄을 포함한다. 접착 시트(20)와 LCP 전극층(30)은 서로 결합되어 LCP 샘플(50)을 형성한다. 만약 LCP 샘플(50)처럼 LCP 전극층(30)을 반도체 공정에 의해 접착 시트(20)로 일체로 구성하는 경우라면, LCP 전극층(30)은 없어도 되며, 그 결과 전광극 신경 인터페이스의 직경이 감소될 수 있다.

[59] 광섬유(10)는 광학적 전극의 일부분으로, 광학적으로 신경신호를 측정하거나 자극할 수 있으며, 수술 중에는 내시경과 같은 역할로 뇌혈관을 피해서 삽입될 수 있도록 해주는 렌즈와도 같은 역할을 한다. 이에 적용하기 위해서는 280 ~ 290℃의 온도를 견디는 특수 광섬유, 예를 들면 폴리이미드(Polyimide), 폴리우레탄(Polyurethene) 재질 등으로 이루어진 광섬유인 것이 바람직하다. 광섬유(10)의 끝 부분은 도 1에 도시된 바와 같이 반구형일 수도 있지만, 절단 및 가공 방식에 따라 원뿔형, 평탄면 등의 각종 형태를 가질 수도 있다.

[60] 자극전극 사이트(40)는 그를 통해 전기 자극 파형이 지나가는 수백 나노미터 두께의 금속, 예를 들면, Au 또는 Pt으로 제조되며, 전류/광학 신호의 기록 및 전기 자극을 수행한다. 자극 전극 사이트(40)는 또한 전극이 삽입된 지역에 약물을 주입할 수 있도록 구성된 약물전달 채널(Fluidic Channel)(42)을 갖는다.

[61] 이와 같이 본 발명의 전광극 신경 인터페이스는 신경 신호 기록용 마이크로 전극과 자극 전극의 결합에 의해 이루어지는 것으로, 장기 안정성이 뛰어나고 LCP 전극층이 접착 시트(20)로 일체화된 LCP 필름(50)을 이용하여 신경 전극을 제작하고, 이를 광섬유(10)에 감싸는 형태로 결합되어 있다..

[62] LCP 전극층이 접착 시트(20)로 일체화된 LCP 필름(50)을 이용한 신경 전극은 신경신호 기록 및 전기 자극, 약물 전달 등과 같은 다기능의 역할을 담당하며, 광섬유(10)는 신경신호 기록 및 자극 전극의 기능을 담당한다.

[63] 신경신호 기록 전극과 자극 전극이 일체화 됨으로써 전극 삽입 수술이 한 회로 끝날 수 있게 되며, 그 결과 수술 시간의 단축 효과를 가진다.

[64] 또한 본 발명의 전광극 신경 인터페이스는 광섬유의 내시경 용도로서의 확장 가능성을 가짐에 따라 광섬유의 전반사 특성을 이용 뇌혈관의 유무 여부를 실시간으로 육안 확인할 수 있다. 또한, 주변회로의 집적화가 이루어진다면 본 발명의 전광극 신경 인터페이스는 현재의 내시경과 같이 여러 방향으로의 전극 진입의 방향전환이 가능하여 현재의 직진성 위주의 전극 삽입을 벗어나 뇌 혈관 손상을 피하며 자극 위치까지 삽입되는 미래형 전극으로도 발전할 수 있다. 그 결과 전극의 위치 파악의 어려움이 해소된다.

[65] 한편, 글리오시스(Gliosis)는 체내 물질이 아닌 경우 완전히 피할 수는 없지만, 본 발명의 자극 전극은 광학기술을 이용한 광 전극이므로, 광 전극을 이용한 조직에 대한 자극은 글리오시스가 전극 주변을 둘러싸고 있을 때에도 광 자극이 가능하므로, 면역반응 등으로 인하여 글리오시스가 발생하는 문제점을

해소한다.

[66] 이상과 같이 구성된 본 발명의 전광극 신경 인터페이스의 제작 방법을 도 8을 참조하여 설명하면 다음과 같다.

[67] 먼저, 도 4a에 도시된 바와 같이, 길다란 테이프 형태로 사전 제작된 LCP 전극층(30) 및 접착 시트(20), 그리고 300℃ 정도에서도 견디는 광섬유(10)를 준비한다. 여기서, 사전 제작된 LCP 전극층(30)을 반도체 공정에 의해 접착 시트(20)으로 일체화할 수 있음은 물론이며, 이와 같이 LCP 전극층과 일체화된 접착 시트를 LCP 샘플(50)이라 하고, 이하에서는 설명의 편의상 LCP 샘플(50)으로서 제작방법을 설명하였다.

[68] 이어서, 도 4b에 도시된 바와 같이, LCP 샘플(50)을 촘촘히 광섬유(10)에 감은 후, 광섬유(10)를 원기둥형 광섬유 고정장치(60)에 기계적으로 고정해 놓는다. 이때 LCP 샘플(50)에 가해지는 압력이 일정한 상태가 되도록 광섬유(10)를 일정한 텐션으로 당겨서 고정되도록 한다.

[69] 다음으로, 도 4c(우측은 화살표 방향에서 바라본 단면도)에 도시된 바와 같이, 준비된 LCP 샘플(50)을 금속 몰드(70)에 넣어 회전시키며 가열한다. 가열 온도는 LCP 샘플(50)에 가해지는 온도가 275 ~ 280℃ 정도 되도록 유지하며, LCP 샘플(50)은 금속 몰드(70)에 직접적으로 닿지 않도록 비접촉식으로 회전한다. 이는 불필요하면서 예기치 않은 광섬유(10)의 열 변형을 막기 위함이다. 도면 중 미설명 부호 (72)는 LCP 샘플(50)와 금속 몰드(70)의 정렬핀이다.

[70] 대안으로, 가열방법은 도 4d(우측은 화살표 방향에서 바라본 단면도)에 도시된 바와 같이, 준비된 LCP 샘플(50)을 금속 몰드(70)에 넣어 가열한다. 가열 도중 전극층이 금속 몰드(70)에 녹아 붙지 않도록 광섬유(10)와 금속 몰드(70)사이에 테플론 재질의 필름으로 구성된 반발 층(80)을 개재시켜 가열한다. 가열 온도는 LCP 샘플(50)에 가해지는 온도가 275 ~ 280℃ 정도 되도록 유지한다. 이 경우는 광섬유(10)가 내열성이 매우 높은 경우에 행하며, 공정 시간이 단축되고 전극 전체의 요철이 적다는 장점을 갖는다.

[71] 다른 대안의 가열방법의 실시예는 상술한 비접촉식과 접촉식이 결합된 형태의 혼합형 가열방법이다. 혼합형 가열방법은 도 4e(우측은 화살표 방향에서 바라본 단면도)에 도시된 바와 같이, LCP 샘플(50)과 금속 몰드(70)사이에 반발 층(80)을 개재시키고, 주기적으로 금속 몰드(70)가 일정한 간격의 시간을 두고 LCP 샘플(50)을 두드리는 형태, 즉, 일시적인 압력을 반복적으로 가해주는 형태로 진행한다. 또한, LCP 샘플(50)은 금속 몰드(70)사이에서 회전되며 가열된다. 가열 온도는 LCP 샘플(50)에 가해지는 온도가 275 ℃~ 280 ℃ 정도 되도록 유지한다. 금속 몰드(70)와 LCP 샘플(50)이 주기적으로 닿음에 따라, 불필요하면서 예기치 않은 광섬유(10)의 열 변형이 방지된다.

[72] 전술한 각각의 가열방법에 따라, 열과 압력에 의해 LCP 전극층이 녹으면서 접착 시트와 광섬유가 서로 붙게 된다. 이를 라미네이션(lamination)이라 하며, LCP 전극층은 제시된 온도와 일정 압력 하에서 녹으며 광섬유와 결합한다.

[73] 이상과 같이 가열공정의 완료 후, 도 4f에 도시된 바와 같이, 불필요하게 길게 나온 팁(tip)부분의 광섬유(10)를 광섬유 전용 절단기(fiber cutter)로 절단하여 본 발명의 전광극 신경 인터페이스(100)를 완성한다.

[74] 마지막으로 도 4g에 도시된 바와 같이, 완성된 전광극 신경 인터페이스(100)에 자극전극 사이트(40)를 부착한다. 완성된 전광극 신경 인터페이스(100)에서 광섬유(10)가 드러난 부분은 광 신호를 이용한 신경신호를 기록하고, 광 자극을 실행하기 위해 전극 삽입 수술 시 뇌혈관의 유무의 존재를 알 수 있으며, 삽입되는 동안 광신호의 반사율(reflectance) 등을 측정함으로써 실시간으로 삽입되는 전광극 신경 인터페이스의 위치를 알 수 있다. 또한 글리오시스(gliosis)가 일어났을 때에도 광자극으로 심부 뇌 자극 효과를 유발할 수 있다.

[75] 한편, 전기적 신호를 기록하고 전기 자극을 실행하는 자극전극 사이트(40)는 설계의 내용에 따라 여러 개의 채널이 구성될 수 있으며, 사이트 물질에 따라 그 임피던스(impedance)나 전하 주입 한계치(charge injection limit) 등을 다양화 할 수 있다.

[76] 도 5는 전광극 신경 인터페이스의 제작 방법의 다른 실시예를 도시한다.

[77] 도 5에 도시된 바와 같이, 준비된 LCP 샘플(50)을 광섬유(10)의 상하에 각각 위치하도록 배치하고, 광섬유(10)와 금속 몰드(70)사이에 반발 층(80)을 개재시켜 금속 몰드(70)에 넣는다.

[78] 그 다음, 금속 몰드(70)를 가열한다. 이에 따라 광섬유(10) 상하의 LCP 샘플(50)이 융착에 의해 변형되어 광섬유(10)를 감싸게 된다. 가열 동안, 270℃에서 일정시간 LCP 샘플(50), 즉 저온 LCP 물질의 변형을 유도하며, 그 후, 가열온도가 275 - 280℃ 정도 되도록 압력을 가하면서 가열한다.

[79] 이어서 레이저 가공으로 필요한 부분을 절단하고, 열공정을 실행함으로써, 최종 전광극 신경 인터페이스를 형성한다.

[80] 도 6은 본 발명의 다른 실시예에 따른 전광극 신경 인터페이스를 나타내는 사시도이다. 도 6에 도시된 바와 같이 본 발명의 다른 실시예에 따른 전광극 신경 인터페이스(200)는 고온 또는 저온 LCP로 이루어진 기판부(210)와, 기판부(210)의 상면에 형성되어 생체 신호를 수집하고 수집된 생체신호를 전달하는 상호 이격된 복수개의 전극부(220)와, 상기 전극부(220) 사이의 상기 기판부(210)의 상면에 형성되어 광학적 전극부분을 이루는 광극부(240)를 포함한다.

[81] 본 발명의 전광극 인터페이스(200)는 체내 이식장치(도시하지 않음)에 연결되어, 체내에서 수집한 생체 신호를 내부 이식 장치에 전달하고, 내부 이식장치는 전달된 생체 신호를 신호처리, 저장, 분석하며 그 결과를 외부로 송신한다.

[82] 전극부(220)는 기판부(210) 상에서 Au 등의 금속을 패터닝하여 형성된다. 전극부(220)는, 다채널의 전극으로 구성할 수 있고, 또한 MEMS 공정을 이용하여

형성할 수 있다.

[83] 광극부(240)는 광투과성 폴리머인 SU-8 등의 패턴 가능하고 투명한 물질을 패터닝 공정을 이용하여 형성되는 것으로 원하는 크기로 제작할 수 있으며, 빛을 투과시킬 수 있고, 또한 MEMS 공정을 이용하여 형성할 수도 있다.

[84] 기판부(210)는 전극부(220) 및 광극부(240)를 보호하는 역할을 하고, 액정 폴리머, 특히 저온의 액정 폴리머로 이루어진다.

[85] 전광극 신경 인터페이스(200)는, 도 7을 참조하여 설명되는 바와 같이, 전극부(220)와 광극부(240)를 보호하도록 기판부(210)에 적층되는 커버부(260)를 더 포함한다.

[86] 커버부(260)는 기판부(210)상에 열압착으로 적층되며, 기판부(210)와 마찬가지로 고온 또는 저온 액정 폴리머, 특히 저온의 액정 폴리머로 이루어진다. 고온 액정 폴리머의 경우, 기판부(210)과 커버부(260) 사이에 저온 액정 폴리머의 접착층이 추가로 필요할 수도 있다.

[87] 이상과 같이 구성된 본 발명의 다른 실시예에 따른 전광극 신경 인터페이스는 도 7에 도시된 바와 같이 제작된다.

[88] 먼저, 대략 사각형상 기판부(210)의 상면을 AU 패터닝하여 기판부(210)의 길이 방향으로 연장하는 상호 이격하는 전극부(220)를 형성한다. 이어서, 기판부(210)에 형성된 전극부(220)와 중첩하지 않도록 이격된 전극부(220) 사이를 광투과성 폴리머인 SU-8을 패터닝하여 광극부(240)를 형성한다.

[89] 전극부(220)와 광극부(240)가 형성된 기판부(210)상에 액정 폴리머로 이루어진 커버부(260)를 덮고 라미네이션한다. 이때, 커버부(260)는 전극부(220) 및 광극부(240)의 일부가 노출되는 노출부(242 및 246)가 제공되도록 라미네이션된다. 노출부(242)는 신체 내로 삽입방향에 가까이 형성된 부분으로, 이를 통해 생체 내의 신호를 수집하는 역할을 한다. 노출부(242) 반대편의 노출부(246)는 노출부(242)에서 수집된 생체 신호를 체내 이식장치(도시하지 않음)에 전달하는 역할을 한다.

[90] 이후, 커버부(260)가 라미네이션된 기판부(210)에 형성된 전극부(220) 및 광극부(240)를 남기도록 기판부(210)의 나머지 부분을 레이저 커팅에 의해 절단하여 도 6에 도시된 바와 같은 전광극 신경 인터페이스(200)를 제작한다.

[91] 제작된 전광극 신경 인터페이스(200)에 피드-쓰루(feed-through)(280)를 연결하기 위해, 정렬 홀(262)을 형성하고, 정렬 홀(262)을 이용하여 피드-쓰루(280)를 연결한다.

[92] 피드-쓰루(280)는 전극(220)을 체내 이식장치의 전기회로 기기에 연결하는 전기 케이블(282)과, 광전극(240)을 광신호 발생을 계측하는 체내 이식 장치의 계측 기기에 연결을 위한 것으로, 외부 환경에의 노출을 방지하기 위하여 절연 코팅된다.

[93] 이상에서 설명한 것은 본 발명에 따른 액정폴리머 기반의 전광극 신경 인터페이스 및 그 제조 방법의 바람직한 실시예에 불과한 것으로서, 본 발명은

상기한 실시예에 한정되지 않는 것이므로, 이하의 특허청구범위에서 청구하는 바와 같이 본 발명의 요지를 벗어남이 없이 당해 발명이 속하는 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 누구든지 다양한 변경 실시가 가능한 범위까지 본 발명의 기술적 정신이 있다고 할 것이다.

청구범위

[청구항 1] 신체 내에 삽입가능하도록 연장하고, 광학적 전극 부분을 이루도록 코어부분에 위치되는 광섬유와,
상기 광섬유를 둘러싸는 LCP 샘플을 포함하며,
상기 LCP 샘플은 접착 시트와, 상기 접착 시트를 둘러싸는 LCP 전극층이 서로 결합된 액정폴리머 기반의 전광극 신경 인터페이스.

[청구항 2] 제 1 항에 있어서,
상기 광섬유는 280 ℃ ~ 290 ℃의 온도를 견디는 재질로 이루어진 액정폴리머 기반의 전광극 신경 인터페이스.

[청구항 3] 제 1 항에 있어서,
상기 LCP 전극층은 반도체 공정 또는 MEMS 공정을 이용하여 구성된 다 채널의 금속층으로 제작된 전기자극 사이트의 전극을 포함하며,
상기 전광극 신경 인터페이스는 광섬유로 구성된 광학 신경신호 기록 및 자극의 인터페이스를 포함하며,
상기 전기자극 사이트에는 전류/광학 신호 기록 및 자극 뿐 아니라 전극이 삽입된 지역에 약물을 주입할 수 있도록 약물전달 채널(Fluidic Channel)이 제공되는 액정폴리머 기반의 전광극 신경 인터페이스.

[청구항 4] 전광극 신경 인터페이스를 제조하는 방법에 있어서,
LCP 샘플을 광섬유에 감는 단계와, 상기 광섬유에 감겨진 LCP 샘플을 금속 몰드에 넣고, 상기 LCP 샘플이 상기 광섬유에 라미네이션(lamination)되도록 가열하는 단계와,
상기 라미네이션된 LCP 샘플의 불필요한 팁 부분 광섬유를 절단하여, 상기 전광극 신경 인터페이스를 형성하는 단계를 포함하는 액정폴리머 기반의 전광극 신경 인터페이스의 제조 방법.

[청구항 5] 제 4 항에 있어서,
상기 가열 단계는 상기 광섬유에 감겨진 LCP 샘플을 상기 금속 몰드에 넣어 회전시키면서 가열하는 단계를 포함하며, 상기 금속 몰드와 상기 LCP 샘플은 직접적으로 닿지 않도록 하는 액정폴리머 기반의 전광극 신경 인터페이스의 제조 방법.

[청구항 6] 제 4 항에 있어서,
상기 가열 단계의 가열온도는 상기 LCP 샘플에 가해지는 온도가 275 ℃ ~ 285 ℃ 정도 되도록 유지하는 액정폴리머 기반의 전광극 신경 인터페이스의 제조 방법.

[청구항 7] 제 4 항에 있어서,
상기 가열 단계는 상기 광섬유에 감겨진 LCP 샘플을 상기 금속 몰드에 넣어 가열하는 단계를 포함하는 액정폴리머 기반의 전광극 신경 인터페이스의 제조 방법.

[청구항 8] 제 4 항에 있어서,
상기 가열 단계는 상기 광섬유에 감겨진 LCP 샘플을 상기 금속 몰드에 넣어 회전시키며 가열하는 단계를 포함하며, 상기 금속 몰드가 일정한 간격의 시간을 두고 주기적으로 상기 LCP 샘플을 두드리는 형태로 열을 가하는 액정폴리머 기반의 전광극 신경 인터페이스의 제조 방법.

[청구항 9] 제 4 항에 있어서,
상기 가열 단계는 상기 LCP 샘플을 상기 광섬유의 상하에 각각 위치하도록 배치하여 상기 금속 몰드에 넣고 가열하는 단계를 포함하는 액정폴리머 기반의 전광극 신경 인터페이스의 제조 방법.

[청구항 10] 액정폴리머 기반의 전광극 신경 인터페이스에 있어서,
LCP로 이루어진 기판부와,
상기 기판부의 상면에 형성되어 생체 신호를 수집하고 수집된 생체신호를 전달하는 복수의 전극부와,
상기 전극부와 겹치지 않도록 상기 기판부의 상면에 형성되어 광학적 전극부분을 이루는 광극부와,
상기 전극부와 광극부를 보호하며, 상기 광극부의 일부가 노출되도록 상기 기판부에 열압착으로 라미네이션하여 적층되는 LCP로 이루어진 커버부를 포함하는 액정폴리머 기반의 전광극 신경 인터페이스.

[청구항 11] 제 10 항에 있어서,
상기 전극부는 상기 기판 상에서 금속 물질을 패터닝하여 형성하는 액정폴리머 기반의 전광극 신경 인터페이스.

[청구항 12] 제 10 항에 있어서,
상기 광극부는 상기 기판 상에서 광투과성 폴리머를 패터닝하여 형성하는 액정폴리머 기반의 전광극 신경 인터페이스.

[청구항 13] 액정폴리머 기반의 전광극 신경 인터페이스를 제조하는 방법에 있어서,
상기 액정 폴리머로 이루어진 기판부의 상면에 전극부를 형성하는 단계와,
상기 형성된 전극부와 겹치지 않는 상기 기판부의 상면에 광극부를 형성하는 단계와,
액정 폴리머로 이루어진 커버부를 상기 광극부의 일부가

노출되도록 상기 기판부에 라미네이션하여 적층하는 단계와,
상기 커버부가 라미네이션된 기판부에서 상기 전극부와 상기 광극부가 형성된 영역을 남기도록 나머지 영역을 절단하여 상기 전광극 신경 인터페이스를 제조하는 단계를 포함하는 액정폴리머 기반의 전광극 신경 인터페이스의 제조 방법.

[청구항 14] 제 13 항에 있어서,
상기 전광극 신경 인터페이스에 정렬 홀을 형성하는 단계와,
상기 정렬 홀을 이용하여 상기 전광극 신경 인터페이스에 피드-쓰루를 연결하는 단계를 더 포함하는 액정폴리머 기반의 전광극 신경 인터페이스의 제조 방법.