

메디컬 섬유: 기존 섬유 기술의 적용 및 혁신



신재만

- 2013. 한국과학기술원 생명화학공학 학사
- 2015. 한국과학기술원 생명화학공학 석사
- 2019. 한국과학기술원 생명화학공학 박사
- 2019-2021. UC Santa Barbara 박사후 연구원
- 2021-현재. 숭실대학교 신소재공학과 조교수

국내 섬유산업의 빠른 발전을 통해 높은 기술적 수준에 도달하였지만, 최근 가격 경쟁력을 바탕으로 세계 섬유 시장 점유율을 높인 중국과의 기술 격차가 줄어들고 있어 전략적이고 신속한 섬유산업의 융복합·고부가가치화를 통한 산업 전환이 필요하다. 이러한 추세는 국내 섬유 산업뿐만 아니라 다른 주요 국가도 마찬가지로, IT, BT, NT 등 첨단기술과 접목하면서 융복합 산업으로 진행 중이다. 한 예로, 일본의 경우 수요가 높은 고성능·고기능성 섬유, 나노섬유 등 고부가가치 산업용 섬유개발에 투자를 지속 확대하며 높은 기술 수준과 독자적 시장 영역을 유지하고 있다.

메디컬 섬유소재는 의학 및 보건 산업에 있어 중요한 혁신을 가져올 수 있는 기술로 주목받고 있으며, 환자 치료와 의료 서비스의 질을 향상시키는 데 기여할 수 있다. 특히 고령인구 증가, 생활 수준의 향상, 건강에 대한 관심 증대로 인해 고부가가치화, 수요자 맞춤형 기술개발이 지속될 것으로 전망되어, 국내 전통 섬유산업의 장기적인 위축을 해결할 수 있는 핵심기술로 자리잡을 수 있을 것으로 전망한다. 또한, 최근 코로나-19 상황에서 마스크 등의 수요 급증을 경험하면서 전 세계적으로 메디컬 섬유소재 분야의 중요성을 체감하였다. 실제로 글로벌 메디컬 섬유소재 시장은 연평균성장률(CAGR) 5%로 성장할 것으로 예상하며, 유럽, 미국, 일본 등에 집중되어 있는 주요 기업들이 보건·위생용 섬유에 큰 비중을 두며 연구 개발을 진행 중이다.

메디컬 섬유 소재는 크게 적용 분야에 따라 1) 체내 삽입용 임플란트, 2) 피부에 적용되는 비임플란트, 3) 체외기능 보조용, 4) 보건·위생용으로 분류된다. 임플란트용 섬유소재는 체내 기능복구 목적으로 삽입하며, 주로 인공혈관, 신경 도관, 소화기계 스텐트 등과 같은 의료 기기에 사용된다. 비임플란트용 섬유소재는 피부에 접촉하지만 체내 흡수는 없는 소재들을 말하며, 창상치료제와 마이크로니들 패치 등의 제품에 사용된다. 체외기능 보조용 섬유소재는 피부와 접촉이 없는 채로 체외에서 인체 기능을 수행하는 역할을 하며 인공신장, 심폐기용 필터 등의 기기에 적용된다. 보건·위생용 섬유소재는 마스크, 의사용 가운 등 주로 피부에 닿는 가정·생활용품을 포괄한다.



Figure 1. 여러 형태의 메디컬 섬유 소재. 좌측부터 인공혈관, 의료용 거즈, 인공신장, 마스크.

위와 같이 다양한 메디컬 섬유 소재 개발 및 첨단화를 위한 핵심은 기존 섬유 기술의 적용을 시도하고 이를 통해 혁신하는 것이다. 이는 섬유 혁신 측면에서는 새로운 섬유소재의 개발·적용, 섬유소재의 물리적·화학적 특성 제어, 섬유 제조공정 개발, 새로운 적용 분야의 발견 등이 방법이 될 수 있다. 하지만 반대측면에서 바라보면 메디컬 의학 분야의 발전 및 인체 이해도가 높아지면서, 요구되는 소재의 새로운 물성 및 엄격한 생체 적합 기준들이 발단이 되어 메디컬 섬유 소재들도 발맞추어 발전되는 사례가 많다. 이는 특히 임플란트용 메디컬 소재에서 두드러지며, 관련된 제품 및 기술 변화 사례들을 아래 소개하고자 한다.

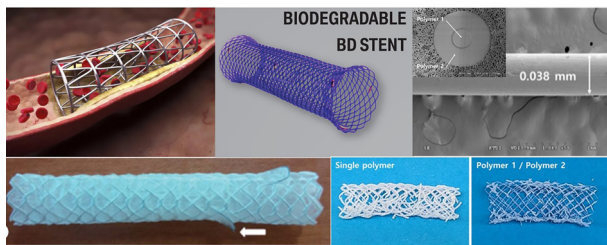


Figure 2. 기존 스텐트 및 생분해성 이중층 섬유 기반 스텐트.

대표적인 예시로 혈관 스텐트(stent)를 들 수 있다. 스텐트는 혈관이 좁아지거나 막힐 때 그 부분을 확장하여 혈액이 원활히 흐를 수 있도록 돕는 작은 그물망 모양의 튜브로, 스텐트를 삽입하여 혈관이 다시 좁아지거나 막히는 것을 방지함으로써 동맥경화증, 심장질환, 말초혈관질환 등 다양한 질환 치료에 사용된다. 전통적인 스텐트는 원활한 생체 삽입과 팽창을 위해 주로 형상기억 합금이 사용되었으며, 니켈(Nickel)과 타이타늄(Titanium)의 합금인 니티놀(Nitinol)이 대표적이다. 이러한 금속 스텐트는 확장력이 우수해 장기간 개통이 가능하지만 제거가 불가능하거나 추가 시술을 통해 제거해야 하는 단점이 있었다. 또한 금속 표면이 생체단백질과 흡착되거나 혈액 응고를 일으키는 등의 부작용이 나타나기도 했으며, 이를 위해 테플론(PTFE) 막으로 스텐트를 도포하는 정도의 조치만 취했었다. 근본적인 문제 해결을 위해 고분자/섬유 기반의 생분해성 스텐트가 개발되기 시작하였으며, 일정 기간 경과 후 체내에서 분해를 유도하여 합병증 예방, 의료비 절감 등 효과를 기대하고자 하였다. 이를 위해 혈관 개통성의 회복/유지가 가능하면서도 생분해성 특성을 부여하기 위해 poly(L-lactide)(PLLA), polyglycolide(PGA), poly(D,L-lactide-co-glycolide) 공중합체(PDLA) 및 polycaprolactone(PCL)과 같은 전통적인 생분해성 합성고분자를 이용하여 섬유 형성 및 스텐트를 제조하였다. Igaki-Tamai stent는 고분자량 PLLA단일고분자로 만들

어졌으며, 생분해성 심장 스텐트로 인간 심장 동맥에 사용되었고, 이후 이 스텐트를 기반으로 하여 Remedy™ 스텐트가 개발되어 하체 동맥의 치료에 사용되고 있다. 또한 에버롤리무스 방출 스텐트는(Everolimus-eluting stent, Abbott Vascular, CA, US) semi-crystalline PLLA와 PDLA 두 고분자의 조합으로 만들어지며, 약 18개월 내에 완전히 생분해 된다.

최근 국내에서는 생체 내 분해되면서 지속적으로 약물 방출이 가능한 소화기계 스텐트용 메디컬 섬유가 개발되었다. 기존 소화기계 플라스틱 스텐트는 구멍이 작아 일찍 막히는 단점을 보였고 생분해 속도를 제어하기 어려웠다. 이를 위해 PLLA를 중심부에, polydioxanene(PDO)를 외피 재료로 사용하여 용융 방사 공정을 통해 이중층 섬유(sheath-core 형태)를 형성하였다. 서로 다른 생분해 속도를 가지는 두 고분자로 인해 다양한 핵/외피 부피 비율조절을 통해 생분해 시간을 조절하며, 동시에 동축 압출 동안 PDO 및 PLLA의 안정적인 처리를 보장하는 조건을 확보하고 최대 길이로 얇고 강하게 만들어 스텐트의 체내 팽창 유지력을 극대화하였다. 또한 생분해기간 동안 체내에서 서서히 방출할 수 있는 약물을 담지함으로써 약물의 미세 검출을 분석하고 약물방출 조절 기술로 확장하였다.

인공 혈관이나 봉합사 등에서도 초기에는 전통적인 섬유/고분자 소재가 사용되었다. 초기 혈관 임플란트는 나일론, 테플론, 다크론과 같은 제품을 혈관 튜브로 모사하여 임상 시험이 진행되었으나, 초기 모델 봉합사는 polypropylene(PROLENE)을 사용하였다. 그러나 이들은 비분해성이며 사용이 제한적이었고, 시간이 지나 혈관 물성, 생체적합성, 혈액적합성 등의 조건을 추가로 만족하기 위해 새로운 소재 및 공정들이 적용되었다. 인공 혈관 물성을 제어하기 위해 같은 섬유 원료를 사용하더라도 방직(weaving) 또는 편직(knitting)을 방식에 따라 다른 강도와 탄성을 얻을 수 있음을 확인하여 이를 활용하는 시도가 있었다. 또한 자연 혈관을 구성하는 성분인 천연 콜라겐 단백질을 피부 맞춤형 봉합사로 활용하기 위해 콜라겐의 3차원 구조를 유지하면서 섬유화 공정이 가능한 방법을 개발하여 피부 재생 효율을 극대화시키려는 사례도 있다.

이와 같이 국내/외에서 메디컬 섬유 소재의 개발과 첨단화가 섬유산업의 지속 가능한 성장을 위한 중요한 요소로 인지되고 있고, 이를 위한 기초 및 응용 연구에 대한 투자를 진행 중이다. 특히, 메디컬 섬유가 넓은 분야를 포괄하기에, 기존 섬유 기술을 기반으로 한 접근법과 의학 분야의 요구에 맞춘 고부가가치 기술 개발을 통해 기술 혁신이 가능할 것이며 양쪽 분야에서의 지속적인 연구가 필요하다. 또한 메디컬 제품의 측면과 섬유소재의 기능과 용도에 맞춰서 융복합 개발을 진행한다면 세계 시장에서 경쟁력을 유지할 수 있을 것으로 기대된다.

참고문헌

1. D. Y. Jung, "Medical Fiber Materials", *KISTEP Int* 2022, **40**, 70-77.
2. S. D'Souza, G. Ferrante, P. Tyczynski, and C. Di Mario, "Biodegradable Stents - A New Era?", *European Cardiology* 2008, **4**, 82-84.
3. C.-I Kwon, J. Si. Son, K. S. Kim, J. P. M., S. Park, J. Jeon, G. Kim, S. H. Choi, K. H. Ko, S Jeong and D. H. Lee, "Mechanical properties and degradation process of biliary self-expandable biodegradable stents", *Digestive Endoscopy* 2021, **33**, 1158-1169.
4. J. Son, Y. Lee, J. Park, T. Kwon and S. Choi, Biodegradable bicomponent fiber stents with core/sheath configuration using polydioxanone and poly-L-lactic acid. *Front. Bioeng. Biotechnol. Conference Abstract: 10th World Biomaterials Congress*. 2016, doi: 10.3389/conf.FBIOE.2016.01.00964.
5. Singh et al., "Medical textiles as vascular implants and their success to mimic natural arteries", *Journal of Functional Biomaterials* 2015, **6**, 3, 500-525.
6. Dasgupta et al., "Comprehensive collagen crosslinking comparison of microfluidic wet-extruded microfibers for bioactive surgical suture development", *Acta Biomaterialia* 2021, **128**, 186-200.
7. C. Singh, C. S. Wong, and X. Wang, "Medical Textiles as Vascular Implants and Their Success to Mimic Natural Arteries", *J. Funct. Biomater.* 2015, **6**, 500-525.