

경조직 고정용 고분자 소재

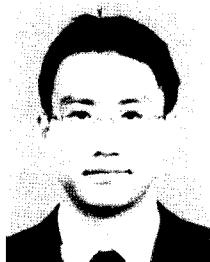
임 정 렬 · 김 수 현 · 김 영 하

1. 서 론

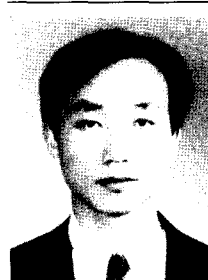
생체재료(biomaterials)는 손상되거나 기능이 저하된 신체 조직이나 장기의 기능을 대체하거나 회복시키고, 상처의 치유를 돕거나 기능을 증진시키며, 비정상인 신체부분을 교정하여 환자의 생활의 질을 개선하는데 사용되는 모든 재료를 가리킨다. 현재 이러한 생체재료에 대한 연구가 생명과학의 큰 분야로 각광받고 있다. 생체재료에 관한 연구는 최근 십수년간 괄목할만한 성장을 이루었지만 실제 사용은 역사적으로 고대 이집트에까지 거슬러 올라간다. 피라미드에서 발견된 미이라를 통해 이미 그 시대에 인공 눈, 귀, 치아, 코 등을 사용했음을 알 수 있다.¹ 지난 수세기 동안 생체재료의 인간 신체내 사용은 여러 가지 재료와 형태, 기능 등을 달리하며 계속적으로 시도되어 왔으며 현재의 과적으로 시술되고 있는 임플란트나 기구의 종류도 상당한 수에 이른다. 생체재료의 사용 예로서 봉합

사, 뼈 고정용 플레이트(plate), 관절 대체소재, 인공 인대, 인공 혈관이식조직, 인공 심장 판막, 인공 수정체, 치과용 임플란트 등이 있다. 그 외에 의료용구로서 심장박동 조율기, 바이오센서, 인공 심장 등이 있다. 이렇게 다양한 생체재료들이 실제로 사용되게 된 데에는 여러 가지 신합성물질의 개발, 외과 수술 기술과 생체재료 멸균법의 발전에 힘입은바 크다.²

생체재료가 응용될 수 있는 부위는 일반적으로



임정렬
 1992 서울대학교 섬유고분자공학과 (학사)
 1994 서울대학교 섬유고분자공학과 (석사)
 1999 서울대학교 섬유고분자공학과 (박사)
 1999~ 현재 한국과학기술연구원 생체재료연구센터 Post-doc.



김수현
 1982 서울대학교 섬유고분자공학과 (학사)
 1984 서울대학교 섬유고분자공학과 (석사)
 1992 서울대학교 섬유고분자공학과 (박사)
 1994~ 1995 미국 Connecticut 대학 (Visiting Scientist)
 1985~ 현재 한국과학기술연구원 생체재료연구센터 책임연구원



김영하
 1971 서울대학교 화학과 (학사)
 1973 서울대학교 화학과 (석사)
 1978 독일 Marburg대 화학과 (박사)
 1981~ 1983 미국 Michigan Molecular Institute, Research Associate
 1973~ 한국과학기술연구원 고분자화학실 책임연구원, 고분자화학연구실장
 1996~ 1997 한국과학기술연구원 고분자연구부 부장
 1998~ 현재 한국과학기술연구원 생체재료연구센터 책임연구원

Polymeric Materials for Hard Tissue Fixation

한국과학기술연구원 생체재료연구센터 (Jung Yul Lim, Soo Hyun Kim, and Young Ha Kim, Biomaterials Research Center, Korea Institute of Science and Technology, P. O. Box 131, Cheongryang, Seoul 130-650, Korea)

표 1. 경조직 및 연조직의 강도

조 직		탄성계수(GPa)	인장강도(MPa)
경조직	피질뼈 (longitudinal)	17.7	133
	피질뼈 (transverse)	12.8	52
	망상조직뼈	0.4	7.4
	에나멜	84.3	10
	치아	11.0	39.3
연조직	관절성 연골	10.5	27.5
	섬유연골	159.1	10.4
	인대	303.0	29.5
	건	401.5	46.5
	피부	0.1-0.2	7.6
	동맥조직 (longitudinal)	-	0.1
	동맥조직 (transverse)	-	1.1

경조직(hard tissue)과 연조직(soft tissue)으로 나누어진다. 뼈나 치아와 같이 딱딱한 것이 경조직의 예이고, 피부나 혈관, 연골, 인대 등 부드러운 것이 연조직에 속한다. 경조직은 연조직보다 높은 탄성계수와 인장강도를 가진다(표 1).

생체재료를 사용한 경조직 치유의 예로서 피질 및 망상조직 뼈가 부러졌을 경우 이를 고정시켜 치유할 수 있도록 하는 스크류, 핀, 로드(rod), 플레이트 등의 뼈 고정용 소재가 있고, 연결 못(intra-medullary nail)이나 각종 절단된 조직의 연결에 쓰이는 와이어 등이 이에 속한다. 척추 뼈 교정에 쓰이는 spine cage와 플레이트, 로드로 구성된 척추 뼈 고정장치도 많이 시술되고 있는 경조직 치료의 응용예이다. 또한 total hip replacement, total knee replacement 등도 대표적인 경조직 치료의 예이다. 그 외에 뼈 절단을 외부에서 고정시키는 방법도 있다. 부러진 뼈의 고정을 통해 뼈의 절단을 치유하는 방법 외에 손상된 뼈의 전부 또는 일부를 대체할 수 있는 생체재료를 사용하여 직접 손상된 부위를 치료하는 방법도 개발되어 있으며 여러 가지 bone cement와 조직공학(tissue engineering)으로 만들어진 뼈 대체재료가 이에 속한다. 그 외에 치아 손상 치료 및 교정에 사용되는 각종 재료들이 경조직 치유용 생체재료에 속한다. 생체재료를 사용한 연조직 치유의 예로서 인공적으로 재생한 피부와 혈관, 연골, 인대 등을 들 수 있으며 손상된 신체 내 장기의 재생을 목적으로 하는 조직공학도 연조직 치유를 위해 사용되고 있다.

본고에서는 생체재료가 경조직 치유에 사용되는 경우 중 절단된 뼈의 접합을 목적으로 하는 뼈 고정용 생체재료에 관해서 살펴보고자 한다. 뼈의 일

반적인 구조와 강도, 골절 치유에 사용되는 임플란트의 구조 적합성(structural compatibility), 골절 치유방법, 경조직 고정용 소재의 종류와 장단점 등에 관해 살펴보고자 한다.

2. 뼈의 구조와 생체재료의 구조 적합성

2.1 뼈의 구조 및 강도

근골격계의 뼈는 신체의 구조를 지탱하는 역할을 한다. 뼈는 콜라겐 섬유다발과 콜라겐 피브릴을 따라 침전되어 있는 하이드록시아파타이트(hydroxyapatite) 나노결정들로 이루어진 복합 구조를 가진다.³ 또한 뼈는 생명 현상을 유지하기 위해 혈관과 뼈 세포, 점다당체(mucopolysaccharide)를 가지고 있다. 뼈의 구성 성분과 탄성계수의 관계를 살펴보면, 낮은 탄성계수를 가지는 콜라겐 섬유다발이 뼈의 주요 응력 방향을 따라 배열되어 있고 뼈 건조 중량의 70% 정도를 차지하는 하이드록시아파타이트 미네랄 부분이 뼈 강도의 상당 부분을 유지하게 된다.

외부에서 응력이 부가되었을 때, 뼈는 Wolff의 법칙에 따라 일정 수준까지 그 자체 형태를 변형하여 외부의 역학적인 환경에 적응할 수 있도록 되어 있다. 이 때 뼈의 밀도도 부가된 응력의 상태에 따라 영향을 받게 된다. 예를 들면, 높은 응력을 부가하면 뼈의 밀도가 높아지게 된다. 반대로 부가된 응력이 일반적인 생리학적 응력보다 작을 때에는 뼈의 질량이 감소하여 뼈의 약화를 일으킨다.

뼈는 응력 방향별로 다른 강도와 변형 거동을 보이는 비등방성 재료이다. 즉 길이 방향의 탄성계수와 강도에 비해 그 수직 방향은 상당히 낮은 수치를 보인다(표 1). 뼈에 과중한 힘이나 충격이 가해지면 뼈는 절단되는데 뼈의 절단되는 형태도 크랙의 크기나 배향, 모폴로지, 위치 등에 따라 여러 가지 형태가 나타난다.

2.2 생체재료의 구조 적합성

생체적합성의 문제는 생체재료를 사용해 신체의 구조와 기능을 대체하려 할 때 필수적으로 고려해야 할 문제이다. 인류의 역사를 거슬러 올라가 목재나 고무, 야고, 다른 동물의 조직 등을 생체재료로 이용했을 때나 그 후 금속이나 금, 글라스 등을 사용했을 때 생체적합성에 대한 고려가 적었으며 오직 시행착오에 의존했다. 그러나 최근 30여년간의 연구로 생체재료와 조직간의 상호작용에 대해

많은 이해를 하게 되었고, 연구자들은 '생체재료' 혹은 '생체적합성'이란 단어를 만들어 냈다. 즉 생체에 적합한 물질이 생체재료이며 이는 어떤 재료가 특정한 신체 내 응용시 적절한 수용자 반응(host response)을 일으킴을 의미한다.⁴

Wintermantel과 Mayer는 이러한 개념을 확장하여 표면 적합성과 구조 적합성으로 세분화하였다.^{5,6} 즉 생체재료의 표면 적합성은 임플란트 표면과 조직간의 화학적, 생물학적, 생리학적인 적합성과 표면 모폴로지의 부합 정도를 가리키는 용어이다. 이에 비해 구조 적합성은 조직의 역학적 거동에 얼마나 최적으로 적용되는가를 가리키는 용어로서 임플란트의 탄성계수와 강도, 굽힘강성(탄성계수×관성능률) 등에 의해 결정되며 임플란트와 조직간에 최적의 응력 전달 경로를 가지고 있는지(minimum interfacial strain mismatch)의 여부도 중요한 요소가 된다.

임플란트와 조직간의 최적의 상호작용은 표면 적합성과 구조 적합성의 두 가지 조건이 모두 충족될 때 얻어지게 된다. 물론 시술 부위의 손상 수준과 멸균방법과 같은 시술시의 문제나 환자의 건강 상태에 따른 조직의 활동 정도가 생체재료 사용의 성공 여부를 가르는 것은 당연하다. 표 2에 표면

표 2. 생체재료의 선택 시 고려할 물성 및 적합성(compatibility)의 문제

인자	물성	표면 적합성	구조 적합성
1st level 물성	면도	화학적/생물학적 성질, 화학 조성	역학적/구조적 성질 탄성계수 포아손비 항복응력 인장강도 압축강도
2nd level 물성	표면 성질 (텍스처, 거칠기)	점착	경도 전단탄성계수 전단강도 굽힘탄성계수 굽힘강도
기능적 요구	형태(고체, 다공, 코팅, 필름, 섬유, 매쉬, 가루) 기하 열팽창계수 전기전도도 색상 및 화학적 고려 굴절률 투명도	Biofunctionality (항혈전, 세포 점착성 등) Bioinert (무독성, 무자극성, 비알레르기성, 비발암성) Bioactive Biostability (내부식성, 가수분해와 산화저항성) Biodegradation	강성 전단강도 피로강도 크리프저항성 미찰저항성 열충격강도 충돌강도 내마모성
가공성	재현성	멸균성	포장성 2차가공성
기타	가격	환자의 상태	시술용이성

적합성과 구조 적합성을 포함하여 생체재료를 선택할 때 고려할 요소들을 정리하였다.

3. 생체재료에 의한 경조직 고정

3.1 경조직 고정-구조 적합성의 측면

구조 적합성의 측면에서 볼 때 생체재료는 최소한 임플란트가 신체 내에 사용되어 실제 일상 생활에서 받는 역학적 환경 하에서 임플랜테이션(implantation) 상태를 유지해야 한다. 일상 생활에서 뼈는 약 4 MPa의 응력을 항상 받고 있으며 hip 관절의 경우 평균적으로 자기 몸무게의 3배의 힘을 받고 점프 시에는 약 10배의 힘을 받는다. 또한 이러한 자극은 반복적이며 불규칙적이기도 하다는 특징이 있다.⁷ 이 때 일상 생활에서의 임플랜테이션 상태 유지는 최소한의 요구조건일 뿐이다. 즉 기본적인 요구 조건은 임플란트의 강도가 치유하고자 하는 조직의 강도보다 같거나 커야 한다. 표 3과 표 4에 생체재료로 많이 사용되고 있는 금속 및 세라믹 재료와 고분자 재료의 탄성계수 및 인장

표 3. 금속 및 세라믹 생체재료의 강도

재 료	탄성계수(GPa)	인장강도(MPa)
금속 합금		
스테인레스 스틸	190	586
Co-Cr 합금	210	1085
Ti-alloy	116	965
아말감	30	58
세라믹		
알루미늄	380	300
지르코늄	220	820
바이오글라스	35	42
하이드록시아파타이트	95	50

표 4. 고분자 생체재료의 강도

재 료	탄성계수(GPa)	인장강도(MPa)
Polyethylene (PE)	0.88	35
Polyurethane (PU)	0.02	35
Polytetrafluoroethylene (PTFE)	0.5	27.5
Polymethylmethacrylate (PMMA)	2.55	59
Polyethylene terephthalate (PET)	2.85	61
Polyetheretherketone (PEEK)	8.3	139
Silicone Rubber (SR)	0.008	7.6
Polyglycolide (PGA)	7.0	75
Poly-L-lactide (PLLA)	2.7	45
Polycaprolactone (PCL)	0.4	22
Polydioxanone (PDO)	1.5	36

강도를 보였는데 이를 **표 1**과 비교하면 경조직 고정에는 금속 및 세라믹 재료가 사용될 수 있고 연조직에는 고분자 재료가 사용될 수 있음을 알 수 있다.

그러나 이러한 단순한 강도의 대소 비교는 실제 정형외과 시술 시 문제점을 안고 있으며 보다 효과적인 조직 치유를 위해서는 좀 더 적극적인 기준이 필요하다. 수치상 금속 및 세라믹 재료는 뼈에 비해 탄성계수 및 인장강도가 수 배에서 이십 배 정도까지 큰 값을 알 수 있는데 이러한 재료의 사용 시 뼈와의 강도 차이가 너무 큰 것이 문제가 된다. 즉 부러진 뼈를 금속 재료로 고정하였을 때 응력 전달이 금속으로만 일어나고 뼈로는 응력 분배가 일어나지 않는 'stress shielding' 혹은 'stress protection' 문제가 일어난다. 이 경우 부러진 뼈가 일정 기간이 지난 후 다시 접합되더라도 금속 임플란트를 제거 시 재차 뼈의 절단이 일어나게 되는 원인이 된다. 이러한 이유 때문에 많은 시술 예에서 2차 금속 임플란트 제거 수술을 생략하는 경우도 있다. 이 경우 환자의 이물감, 이온 유출 및 부식 등 여러 가지 부반응의 문제점이 여전히 남아 있게 된다. 많은 연구자들이 이러한 stress shielding 현상에 대해 보고하였는데 그 정도는 임플란트와 조직간의 강도 차이와 비례하고 뼈의 재형성과 치유과정에 나쁜 영향을 미쳐 결과적으로 뼈의 다공화와 재절단에 이른다 하였다.⁸⁻¹³ 세라믹 재료는 brittle한 성질 때문에 부러진 뼈의 고정에는 잘 사용되지 않는다.

결론적으로 부러진 뼈를 고정 치유할 때 구조 적합성의 측면에서 가장 이상적인 경우는 뼈와 임플란트간의 응력 차이가 최소가 되도록 하여 stress shielding 현상을 최소화하는 것이다. 이러한 측면에서 적당한 탄성계수와 강도를 가지는 고분자 재료가 그 대안이 될 수 있다. 치유하려는 뼈보다 약간 높은 강도를 가지는 고분자 생체재료를 사용할 경우 응력 전달이 임플란트에만 집중되는 현상을 방지할 수 있다. 더구나 생체분해성 고분자가 절단된 뼈의 원래 강도 이상의 강도를 가진 경우 가장 이상적인 치유가 진행될 수 있다. **그림 1**에 생체분해성 고분자 임플란트를 사용한 뼈 절단 치유 시 시간 경과에 따라 지지할 수 있는 응력의 변화를 보였다. 즉 생체분해성 고분자 임플란트에 의해 절단된 뼈가 고정 지지되고 시간 경과에 따라 생체분해성 고분자는 점차 분해되어 그 지지 가능 강도는

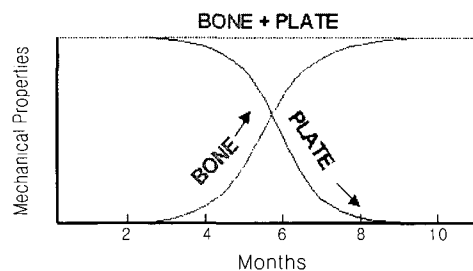


그림 1. 생체분해성 고분자 임플란트에 의한 뼈의 고정시 강도 변화.

감소되지만 뼈가 점차로 접합됨에 따라 임플란트의 강도 감소분을 보충하여 전체적으로 지지 가능한 응력 수준을 유지하게 된다. 최종적으로 뼈가 완전히 접합되어 제 기능을 발휘할 수 있게 될 때 생체분해성 고분자는 분해되며 2차 제거 수술도 필요 없이 뼈 절단의 치유가 완성된다. 즉 뼈의 치유가 일어나는 전 기간 동안 임플란트와 뼈가 응력 전달을 공유하고 게다가 접합에 따른 뼈의 점진적인 강도 증가에 따라 응력 지지가 점차적으로 임플란트에서 뼈로 이동되어 stress shielding의 문제점을 완전히 해결하게 된다. 2차 제거 수술이 불필요한 점이나 금속의 이온 유출 및 부식 등의 문제점이 없는 것도 동반되는 장점이다. 하지만 다양한 신체 부위의 뼈를 고정할 수 있는 강도를 가진 생체분해성 고분자가 개발되어 있지 않아 신체 내 적용에 제한이 있어 현재까지는 안면골이나 손뼈 등 힘을 적게 받는 부위에 제한적으로 사용되고 있다. 이러한 점을 해결하기 위해 생체분해성 고분자의 강도를 증가시키기 위한 여러 가지 연구가 보고되고 있다.¹⁴⁻¹⁷ 또한 분해 속도가 stress shielding 방지에 있어서 중요한데 이는 생체분해성 고분자의 분자 구조를 변화시키거나 분자량의 조절, 생체분해성 고분자간의 공중합을 통해 분해 속도를 조절하려는 시도가 있다.

3.2 골절의 치유 방법

3.2.1 외부 고정법

부러진 뼈를 치유하는 방법은 그 형태상 외부 고정법(external fixation)과 내부 고정법(internal fixation)이 있다. 외부 고정법은 골절 부위의 절개 없이 외부에서 부목, 주물, 브레이스와 외부 고정장치를 이용하여 뼈 조각들을 원래 방향으로 배열 고정시켜 접합시키는 방법이다.¹⁸ 주물은 직조된 면직물과 황산염칼슘의 복합재료였지만 최근에 글

라스와 폴리에스터 섬유 복합체가 많이 사용되고 있다. 대표적인 외부 고정장치는 뼈를 관통한 와이어나 핀이 외부 고정기에 스크류를 통해 고정되어 있는 형태로서 기존의 스테인레스 스틸이 무겁고 환자에 많은 불편함을 주기 때문에 최근에는 카본 섬유와 에폭시의 복합재료가 많이 사용되고 있다.^{19,20} 외부 고정법은 부러진 뼈의 치유 외에도 최근에는 뼈를 늘이기 위한 목적으로도 사용되고 있다.

3.2.2 내부 고정법

내부 고정법은 부러진 뼈 조각을 와이어, 핀, 스크류, 플레이트, 못 등의 경조직 고정용 재료를 이용하여 고정시키는 방법이다. 현재 가장 많이 사용되고 있는 것은 스테인레스 스틸과 Co-Cr, Ti 합금 등이며 약한 힘을 받는 경우에는 고분자 재료도 일부 이용되고 있다. 외과의사는 뼈 절단의 부위 및 종류에 따라 시술 방법을 결정하게 된다. **그림 2**에 내부 고정법의 몇 가지 예를 보였다.

와이어나 핀을 사용한 방법은 작은 뼈 조각을 원래 부위에 고정시키는 가장 간단한 방법이다. 지름이 2.38 mm 이하인 핀을 특별히 와이어라 부른다. 시술 예로서 와이어는 total hip joint replacement 시술 시 빈번히 일어나는 대퇴골의 돌기뼈를 고정하는데 많이 사용되고 있다. 또한 와이어는 긴 뼈나 척추의 고정 시 부가적인 안정성을 부여하기 위해 보조적으로 사용되기도 한다.

뼈 고정용 스크류는 두 가지로 나뉘는데 좁은 나사선을 가지고 있는 피질뼈(cortical bone) 고정용 스크류와 넓은 나사선을 가진 망상조직뼈(cancellous bone) 고정용 스크류가 그것이다. **표 1**에서 보듯이 강도가 더 높은 피질뼈를 고정시키는 경우 나사선이 좁게 설계된다. 피질뼈에 사용되는 스크류는 나사선의 모양에 따라 뼈에 부착되는 성능이 달라지며 이에 따라 self-tapping 스크류와 non-self-

tapping 스크류로 나눌 수 있으며 전자의 경우가 더 높은 강도를 가진다. 나사선의 간격과 더불어 스크류의 총 길이, 스크류의 외경, 나사선의 길이, 나사선의 각도, 나사 머리 모양 등 여러 가지 디자인에 따라 다른 물성을 나타내게 된다.^{21,22} 스크류의 pull-out strength는 실제 인체 내 삽입 후 시간의 경과에 따라 변화하는데 이는 뼈 조직이 나사선으로 자라들어가는 것과 주변 뼈 조직의 재흡수 정도에 의존한다.²³ 절단된 뼈를 스크류를 사용해 고정시키면 초기에 뼈 조직의 괴사(necrosis) 현상이 발생되기도 하지만 스크류가 제 위치를 유지하고 혈액 공급이 다시 이루어지면 안정적인 고정이 이루어진다. 스크류는 시술 시 직접 뼈 조각을 고정시키기도 하고 또는 부러진 뼈와 플레이트를 연결해 주는 역할을 하기도 한다.

플레이트는 매우 다양한 크기와 형태를 가진 뼈 고정용 소재이다. 그 강도도 아주 강한 것으로부터 비교적 유연한 것까지 다양하다. 플레이트의 굴곡 강성은 물질 자체의 강도에 의존하며 단면 모양(주로 두께)에 따라 달라진다. 플레이트 부위 중 가장 강도가 약한 부분은 스크류로 고정시키기 위한 구멍 부분이며 특히 시술 시 스크류가 채워지지 않고 비워져 있을 때 가장 약한 강도를 보이며 따라서 이 부분에서 절단이 자주 일어난다. 플레이트의 강도가 매우 강한 경우에는 이전에 언급했듯이 stress shielding 현상이 일어나 뼈의 재절단을 일으키는 원인이 된다.²⁴⁻²⁶ 즉 플레이트가 부착된 뼈 부분은 보다 적은 응력만을 지탱하게 되고 그 결과 밀도가 작아지며 약해지게 되어 플레이트 제거 시 다시 절단될 확률이 커지는 것이다. 이러한 stress shielding 효과는 스테인레스 스틸 플레이트가 Ti 합금 플레이트보다 더 큰데 이는 스테인레스 스틸의 경우 강도의 mismatch 정도가 더 크기 때문이다. 뼈와의 강도 차이를 최소한으로 줄인 경우에는 뼈의 접합 메카니즘에도 변화가 생긴다. 절단 부위의 높은 변형을 때문에 primary healing은 더 이상 불가능해진 대신 절단 부위를 연결시키는 가골(callus)이 형성되고 그에 따라 단면적이 늘어나 재절단을 막아주게 된다. 뼈와 밀착되어 있는 평평한 플레이트가 유연성이 없는 경우 혈관이 뼈의 바깥쪽 층에 영양분을 공급할 수 없는 경우가 있다.²⁷ 이러한 이유 때문에 micromotion이 가능한 비교적 유연한 플레이트가 선호되고 있으며 뼈 내부에 혈관 형성을 가능하게 하는 저접촉 플레이트(LCP, low

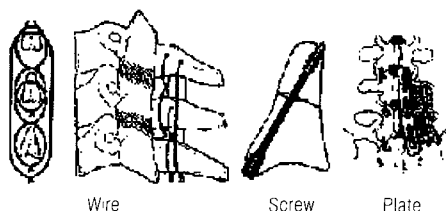


그림 2. 내부 고정법의 예(와이어, 스크류, 플레이트를 사용한 경조직 고정).

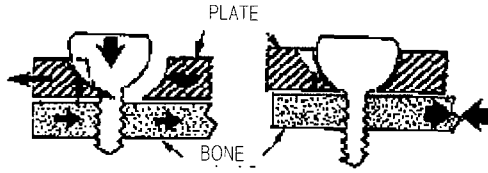


그림 3. Dynamic compression plate (DCP)를 사용한 뼈의 고정.

표 5. 내부 고정법을 이용한 뼈의 고정시 Failure Mode

Failure mode	Failure 위치	이유
하중 과다	뼈 절단 지점 스크류 구멍 스크류 나사선	작은 임플란트의 사용 불완전한 조임 초기 과다 하중
피로	뼈 절단 지점 스크류 구멍 스크류 나사선	절단부의 비접합 불완전한 조임 과다 하중
부식	스크류 머리/플레이트 구멍 굽혀진 부위	임플란트간 부조화, 스크류의 과다조임 삽입시 굽힘 과다굽힘
헐거워짐	스크류	운동 잘못된 스크류 선택 다공성 뼈로의 취약화

contact plate)도 이용되고 있다.²⁸

플레이트를 스크류에 의해 뼈에 고정시키는 경우 둘 사이의 상호작용이 매우 중요하다. 뼈 고정의 효과를 더욱 증진시키기 위한 방법으로 dynamic compression plate (DCP)가 있다(그림 3). DCP는 타원형의 스크류 구멍이 있으며 스크류를 조임에 따라 스크류가 뼈 방향으로 미끄러져 들어가 확실한 조임을 하게 한다.

수내연결못(intramedullary nail)은 플레이트/스크류 시스템과 달리 연결못을 절단된 뼈의 중심 공간에 심어 뼈를 고정시킨다. 따라서 길이 방향의 응력 전달이 이루어지는 연결못/뼈 구조의 중심축이 바로 뼈의 중심축 자체가 되므로 굽힘에 더 잘 저항할 수 있으며 뼈의 조기 치유를 도울 수 있다. 이는 플레이트/스크류 시스템에서 응력 전달이 뼈의 중심축을 따라 이루어지다가 뼈 고정부위에서는 그 중심축을 이탈하여 플레이트/스크류 시스템을 통해 이루어지게 되어 피로 절단(fatigue failure) 현상이 쉽게 발생할 수 있다는 단점을 막을 수 있다. 그러나 연결못 사용 시 굽힘에는 강하지만 비틀림에는 플레이트/스크류 시스템에 비해 매우 약하다는 단점이 있다.

내부 고정법을 사용하여 만족할 만한 뼈 고정 및

접합 효과를 얻고 부가적인 조직의 손상을 막기 위해서는 적절한 임플란트 디자인과 수술 기술이 필수적이다. 내부 고정법의 경우에는 생분해성 고분자 임플란트를 사용하는 경우를 제외하고는 모두 신체 내에 뼈가 접합될 때까지 일시적으로 위치시키는 것을 기본으로 한다.

표 5에 내부 고정법을 사용하였을 경우 발생할 수 있는 실패의 문제점을 절단이 일어나는 장소와 그 이유를 들어 정리하였다.

3.3 경조직 고정용 소재

3.3.1 금속 및 세라믹 소재

금속과 그의 합금으로 이루어진 소재는 현재 가장 성공적으로 쓰이고 있는 경조직 고정용 생체재료이다. 금, 탄탈륨, 스테인레스 스틸, Co-Cr, NiTi Ti 합금 등이 각종 내부 고정장치에 폭넓게 사용되고 있다. 금속 재료는 표 3에서와 같이 높은 강도와 wear에 대한 저항성 때문에 대부분의 초기 골절 치유 단계에서 좋은 효과를 나타낸다. 하지만 stress shielding의 문제와 낮은 생체적합성, 부식 및 이온 유출로 인한 이물 반응을 일으키는 문제가 있다. 또한 2차 제거 수술이 필요하다는 기본적인 단점이 있다.

세라믹 소재에는 알루미늄, 티타늄, 지르코늄, 바 이오글라스, 하이드록시아파타이트(HA) 등이 있으며 생체적합성이 우수하고 부식의 문제가 없으며 압축강도가 좋은 장점이 있다. 그러나 대단히 brittle하여 절단 강도가 낮고 여러 가지 형태의 고정기구로 만들기 어렵고 유연하지 못하다는 단점이 있어 사용에 제한이 많은 편이다.

3.3.2 고분자 소재

금속 및 세라믹 소재의 stress shielding 현상을 포함한 여러 가지 문제점을 해결하기 위해 고분자 소재를 뼈 고정용 플레이트와 스크류에 적용하기 시작했다. 초기에 폴리에스터나 폴리테트라플루오로에틸렌(PTFE), 폴리아세탈 등을 사용했지만 피로강도가 현저히 낮아 부적합한 것으로 판명되었다. 그 후 여러 가지 복합재료 형태의 고분자 재료가 사용되어 왔는데 이들은 비분해성(non-resorbable), 부분 분해성(partially-resorbable), 완전 분해성(fully-resorbable) 뼈 고정용 플레이트로 분류할 수 있다.

비분해성 고분자 소재로서 CF(carbon fiber)/에폭시나 유리섬유/에폭시와 같은 열경화성 복합재료를 들 수 있다.^{29,30} 그러나 부분 경화된 에폭시 복

표 6. 시판중인 생분해성 고분자 경조직 고정용 소재

응용	상품명	조성	제조사
스크류	SmartScrew	LPLA	Bionx
	Sysorb	DLPLA	Synos
	Endofix	PGA-TMC 또는 LPLA	Acufex
	Arthrex	LPLA	Arthrex
	Bioscrew	LPLA	Linvatec
	Phusiline	LPLA-DLPLA	Phusis
	Biologically Quiet	PGA-DLPLA	Instrument Maker
봉합사 anchor	Bio-Sitak	LPLA	Zimmer
	Suretac	PGA-TMC	Acufex
Anastomosis clip	Lactosorb	LPLA	Davis and Geck
Anastomosis ring	Valtrac	PGA	Davis and Geck
핀, 로드	Biofix	LPLA 또는 PGA	Bionx
	Resor-Pin	LPLA-DLPLA	Geistlich
압정	Samrt Tack	LPLA	Bionx
플레이트, 메쉬, 스크류	LactoSorb	PGA-LPLA	Lorenz
	Antrisorb	DLPLA	Atrix

PLA: Poly (L-lactide), DLPLA: poly (D,L-lactide),
PGA-TMC: Poly (glycolide-co-trimethylene carbonate).

합재료의 단량체에서 독성 반응이 나타난다는 보고에 따라 관심이 줄어들고 있다.³¹ 그 후 열가소성 복합재료가 연구되기 시작하여 CF/PMMA,³² CF/PP,³³ CF/PS,³⁴ CF/PE,³⁵ CF/PBT,³⁶ CF/PEEK^{37,38} 등의 강화 복합재료가 발표되었다. 이러한 열가소성 고분자 복합재료들은 독성 문제에 있어 비교적 자유로우며 수술 시에 적당한 힘을 가하여 부위에 맞게 변형시킬 수 있다는 장점이 있으나 금속 임플란트에 비해 실제 시술 시 사용은 매우 적은 편이다.

금속 및 세라믹 소재나 비분해성 고분자 소재는 각각 물질 자체의 강도에 따라 뼈 조직과의 stress mismatch의 정도 차이가 있을 뿐 stress shielding의 문제는 여전히 해결할 수 없다. 가장 이상적인 것은 전술한 바와 같이 플레이트의 강도가 시간의 경과에 따라 감소하여 새로 접합된 뼈가 응력을 배분하여 지탱할 수 있도록 할 수 있는 생체분해성 고분자의 경우이다. 이 경우 금속의 부식 및 이온 유출의 문제점도 없을 뿐 아니라 2차 제거 수술도 불필요하다. 폴리락티드(PLA)나 폴리글리콜리드(PGA)가 뼈 고정용 플레이트로 사용되는 대표적인 생체분해성 고분자이며 이들의 공중합체들도 강도나 분해 성능의 조절을 위해 많이 연구되고 있다. 특히 강도가 부족하여 여러 부위에 사용될 수 없는 문제점을 해결하기 위해 self-reinforcing 방법이 나^{14,39} 고상압출법¹⁵⁻¹⁷ 등이 연구되고 있다. 표 6에 현재 시판 사용되고 있는 생분해성 고분자 경조직 고정용 소재를 보였는데 현재까지는 힘을 적게

받는 안면, 손이나 금속 재료를 사용한 고정의 보조 장치로 쓰이는 등 사용이 제한되어 있다.

생분해성 고분자 소재의 강도를 증가시키는 방법의 일환으로 생분해성 고분자와 카본 섬유나 아마이드 섬유와 같은 비분해성 강화제를 사용해 복합화한 방법도 발표되고 있으며 이를 부분 분해성 소재라 부른다. 그 예로서 CF/PLA 복합재료의 예가 있으나 신체내 적용시 초기에 강도가 많이 감소하는 결과를 보였다.⁴⁰

4. 결 론

생체재료를 사용한 경조직 치유의 예로서 부러진 뼈를 고정, 치유할 수 있도록 하는 스크류, 핀, 로드, 플레이트 등을 사용한 내부 고정법이 대표적이다. 이 때 사용되는 생체재료는 구조 적합성이 필수 조건으로 요구되며 특히 치유 과정 동안의 응력 전달을 고려할 때 stress shielding 문제를 해결할 수 있는 소재가 요구된다. 현재 금속 소재가 강도의 우수성 때문에 경조직 고정에 많이 사용되고 있지만 2차 제거 수술이 필요하다는 기본적인 단점 외에도 부식 및 이온 유출의 문제점을 가지고 있으며 뼈와의 강도 차이가 커 재절단의 원인이 된다. 고분자 소재는 금속 임플란트의 여러 가지 문제점을 해결할 수 있는 대안으로 여겨지고 있다. 다만 고분자 임플란트의 경우 강도가 낮아 신체 여러 부위에 사용하는데 제한이 있어 복합재료의 응용을 통해 강도를 증가시키려는 연구가 있다. 특히 생분해성 고분자는 stress shielding의 문제를 해결할 수 있는 이상적인 소재로서 현재 응력이 적게 걸리는 부위에서 금속 임플란트를 대체하고 있으며 강도 증가 연구로 점차 그 응용 부위를 넓힐 전망이다.

참 고 문 헌

1. D. F. Williams and J. Cunningham, "Materials in Clinical Dentistry", Oxford University Press, Oxford, UK, 1979.
2. J. B. Park, "Biomaterials Science and Engineering", Plenum Press, New York, 1984.
3. A. E. Profio, "Biomedical Engineering", John Wiley & Sons, New York, 1993.
4. J. Black and G. W. Hastings, "Handbook of Biomaterials Properties", Chapman and Hall, London, UK, 1998.

5. E. Wintermantel and J. Mayer, "Anisotropic Biomaterials Strategies and Developments for Bone Implants", eds. by D. L. Wise, D. J. Trantolo, D. E. Altobelli, J. D. Yaszemski, J. D. Gresser, and E. R. Schwartz, in "Encyclopedic Handbook of Biomaterials and Bioengineering", part B-1, p. 3. New York, Marcel Dekker, 1995.
6. E. Wintermantel and S. W. Ila, "Biokompatible Werkstoffe und Bauweisen: Implantate für Medizin und Umwelt", Springer-Verlag, Berlin, Germany, 1998.
7. J. Black, "Biological Performance of Materials: Fundamentals of Biocompatibility", Marcel Dekker, New York, 1992.
8. P. Christel, L. Claes, and S. A. Brown, "Carbon Reinforced Composites in Orthopedic Surgery", in "High Performance Biomaterials: A Comprehensive Guide to Medical and Pharmaceutical Applications", ed. by M. Szycher, p. 499, Technomic, Lancaster, 1991.
9. R. Iluiskes, *Acta Orthop. Scand.*, 185 (1980).
10. B. J-L. Moyon, P. J. Lahey, E. H. Weinberg, and W. H. Harris, *J. Bone and Joint Surgery*, **60A**, 940 (1978).
11. E. Schneider *et al.*, *Clin. Orthop.*, **248**, 200 (1989).
12. H. K. Uthoff and M. Finnegan, *J. Bone and Joint Surgery*, **65B**, 66 (1983).
13. E. Whiteside, *Clin. Orthop.*, **247**, 138 (1989).
14. P. Törmälä, P. Rokkanen, S. Vainionpää, J. Laiho, V.P. Heponen, and T. Pohjonen, U. S. Patent 4968317 (1990).
15. S. Ferguson, D. Wahl, and S. Gogolewski, *J. Biomed. Mater. Res.*, **30**, 543 (1996).
16. W. Weiler and S. Gogolewski, *Biomaterials*, **17**, 529 (1996).
17. J. Y. Lim, S.-h. Lim, S. H. Kim, and Y. H. Kim, *Macromol. Chem. Phys.*, **202**, 2447 (2001).
18. J. Black, "Orthopaedic Biomaterials in Research and Practice", p. 197, Churchill Livingstone, New York, 1988.
19. K. P. Baidya, S. Ramakrishna, A. Ritchie, and M. Rahman, *Proc. ICCM-12, Paris*, p. 496, France.
20. K. P. Baidya, S. Ramakrishna, M. Rahman, and A. Ritchie, *J. Engineering in Medicine*, **215(H1)**, 11 (2001).
21. G. V. B. Cochran, "Biomechanics of Orthopaedic Structures", in "Primer in Orthopaedic Biomechanics", p. 143, New York, Churchill Livingstone, 1992.
22. T. A. DeCoster, D. B. Heetderks, and D. J. Downey, *J. Orthop. Trauma*, **4**, 169 (1990).
23. J. Schatzker, R. Sanderson, and J. P. Murnaghan, *Clin. Orthop.*, **108**, 115 (1975).
24. P. A. Deluca, R. W. Lindsey, and P. A. Ruwe, *J. Bone and Joint Surgery*, **70-A**, 1372 (1988).
25. S. Iidaka and R. B. Gustilo, *J. Bone and Joint Surgery*, **64-A**, 1241 (1984).
26. S. L-Y Woo, W. H. Akeson, R. D. Coutts, L. Rutherford, D. Doty, G. F. Jemmott, and D. Amiel, *J. Bone and Joint Surgery*, **58A**, 190 (1976).
27. S. M. Perren, J. Cordey, and B. A. Rahn, *Clin. Orthop.*, **232**, 139 (1988).
28. H. K. Uthoff and M. A. Finnegan, *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, **102**, 163 (1984).
29. J. S. Bradley, G. W. Hastings, and C. Johnson-Nurse, *Biomaterials*, **1**, 38 (1980).
30. G. B. McKenna, G. W. Bradley, H. K. Dunn, and W. O. Statton, *Biomaterials*, **1**, 189 (1980).
31. G. Peluso, L. Ambrosio, M. Cinquegrani, L. Nicolis, S. Saiello, and G. Tajana, *Biomaterials*, **12**, 231 (1991).
32. S. L. Y. Woo, W. H. Akeson, B. Levenetz, R. D. Coutts, J. V. Matthews, and D. Amiel, *J. Biomedical Materials Research*, **8**, 321 (1974).
33. P. S. Christel, J. L. Leray, L. Sedel, and E. Morel, "Mechanical Evaluation and Tissue Compatibility of Materials for Composite Bone Plates", in "Mechanical Properties of Biomaterials", eds. by G. W. Hastings and D. F. Williams, p. 367, 1980.
34. M. S. Hunt, *Materials and Design*, **8**, 113 (1987).
35. N. Rushton and T. Rae, *Biomaterials*, **5**, 352 (1984).
36. N. Gillett, S. A. Brown, J. H. Dumbleton, and R. P. Pool, *Biomaterials*, **6**, 113 (1986).
37. K. A. Jockisch, S. A. Brown, T. W. Bauer, and K. Merritt, *J. Biomedical Materials Research*, **26**, 133 (1992).
38. L. M. Wenz, K. Merritt, S. A. Brown, A. Moet, and A. D. Steffee, *J. Biomedical Material Research*, **24**, 207 (1990).
39. P. Tormala, J. Vasenius, S. Vainionpää, J. Laiho, T. Pohjonen, and P. Rokkanen, *J. Biomedical Materials Research*, **25**, 1 (1991).
40. M. Zimmerman, J. R. Parsons, and H. Alexander, *J. Biomedical Materials Research: Applied Biomaterials*, **21 A3**, 345 (1987).