

생체 활성이 높은 생체 유리란?

김 철 영
 인하대학교 세라믹공학과
 cheolkim@inha.ac.kr

1. 서 론

1970년 이후 30여 년 동안 생체 이식재료로서 다양한 종류의 바이오 세라믹스가 소개되었고 그 일부는 임상에서 성공적으로 응용되고 있다. 이식재료로 사용되던 대부분의 금속재료가 인체 내에서 독성을 나타내고 있기 때문에 처음에는 인체 내에서 전혀 반응을 하지 않는 알루미늄, 탄소등 비활성(bioinert)재료가 응용되었다. 이들 바이오 세라믹스는 인체 내에서 독성을 나타내지는 않지만 생체조직 세포와의 결합 특성은 없고 단지 기계적 영킴(morphological fixation)으로 생체 조직에 붙어 있게 되므로 오랜 시간이 지나면서 세포와 이식재료가 분리되는 현상이 있다. 사람의 수명이 점점 길어지면서 좀더 장기간 그리고 안정적으로 인체 내에서 견딜 수 있는 이식재료가 필요하게 되었다.

뼈는 부러지든가 손상을 받으면 스스로 뼈의 주성분인 수산화 아파타이트와 교원질(collagen)을 생성하면서 치료를 한다. 이식된 인공재료 표면에서도 자연 뼈와 같이 수산화 아파타이트나 교원질이 생기면 뼈와 결합을 할 수 있다. 따라서 인공재료로써 이와 비슷한 성질을 갖는 재료를 찾으려는 노력이 이루어지고 있다.

먼저 뼈의 주성분이 세라믹스인 수산화 아파타이트($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)(\text{OH})_2$)로 되어 있는 것에 착안하여 이 재료를 세라믹 공정을 통하여 제조하여 사용하게 되었다. 이때 수산화 아파타이트 이외 tricalcium phosphate 등 여러 가지 칼슘 인산염 세라믹스가 소개되어 각종 뼈 대체 재료로 응용되었다. 이들 칼슘 인산염 계 바이오 세라믹스는 비활성 세라믹스와는 달리 이식체 주위에 이식체와의 결합을 방해하는 섬유층(fibrous layer)을 형성하지 않고 경조직(hard tissue)과 결합하는 현상을 나타내었다.

한편에서는 특수 조성을 갖는 유리를 생체 이식재료로 응용하려는 노력이 이루어졌다. 유리는 일반 결정질 세라믹스보다는 용액 내에서 화학적 내구성이 나빠서 표면 조성 변화가 쉽게 일어난다. 이를 이용한 것이 생체 활성 유리이다. 그리고 유리는 결정질 세라믹스와는 달리 다양한 조성이 얻어질 수 있으므로 지금까지 많은 조성의 생체유리가 소개되었다. 그 대표적인 예로는 $\text{Na}_2\text{O}-\text{CaO}-\text{P}_2\text{O}_5-\text{SiO}_2$ 계 유리 및 결정화 유리^{1,2)} $\text{CaO}-\text{MgO}-\text{P}_2\text{O}_5-\text{SiO}_2$ 계 결정화 유리³⁾, phlogopite 결정이 포함된 기계 가공성 결정화 유리⁴⁾ 등이 있다.

대부분의 세라믹스가 생체 내에서 독성을 나타내지는 않지만 어떻게 그리고 어느 정도 생체 활성을 나타내느냐가 오랫동안 논란의 대상이 되어 왔다. 처음에는 이들 생체 활성 재료를 생체 이식 후 생체조직과의 반응 결과에만 관심을 가져왔으나 최근에는 생체조직과 이식재료 간의 결합 기구를 이해하려는 노력이 이루어지고 있다. 그리고 어느 이식재료가 세포조직에 결합한다고 해도 그 결합속도는 생체 이식재료를 선택하는데 매우 중요한 인자가 된다.

따라서 본 총설에서는 생체 이식재료의 생체 활성의 중요성을 논하고 생체 유리에서 생체 활성에 미치는 인자들에 대하여 논하기로 한다.

2. 생체 이식 재료의 조건

이상적인 이식재료라면 그 재료의 물리적 화학적 성질이 교체하려는 생체조직과 정확히 일치하여야 한다. 그러나 그러한 재료를 얻기란 불가능하기 때문에 되도록 생체조직과 비슷한 성질을 나타내는 인공재료를 찾으려 노력하고 있다.

인공재료나 생체조직 사이에는 근본적인 차이가 있다. 생체조직은 살아있는 것이고 스스로 세포조직을 생성하고 치유할 수 있는 능력이 있다. 그러나 인공재료는 생체조직이 스스로 치유할 수 없을 때만 사용되며 이 재료는 스스로 치유할 수 있는 능력도 없고 시간이 지나면서 균열이 생기거나 부식되어 결국 파손된다. 때로는 이식재료가 조금씩 움직이면서 결국 이식된 부위에 그대로 있지 못하고 빠져나오기도 한다. 뼈는 하중을 받을 때 단면을 변화시키며 가해진 하중을 분산시키는 능력이 있지만 이식재료는 이러한 성질도 없다.

가장 좋은 이식재료로는 자기의 신체 조직의 일부를 환부에 이식하는 자가이식(autologous implant)일 것이다. 이 경우 시간이 지나면서 이식된 뼈는 체내로 흡수되고 새로운 뼈로 대체된다. 그러나 이 방법을 채택하기 위하여는 환자의 다른 부위를 수술해야 하는 어려움이 있다. 사체의 뼈를 이식(동종이식 : homograft)할 수도 있으나 일반적으로 바이러스 감염 문제가 있어서 바람직하지 못하다.

그 다음으로 생각할 수 있는 이식재료는 인공재료이다. 인공재료로는 다양한 종류가 있을 수 있으며 생체조직과 거부반응 없이 결합할 수 있는 재료가 가장 바람직하며 이들 재료를 생체 활성화재료라 한다. 이들 생체 활성화재료도 이식 후 이식재료와 생체조직 사이의 계면에서 파괴가 올 수 있다. 이 계면 파괴의 원인으로는 생체 역학적(biomechanical)요인과 생화학적(biochemical)요인을 들 수 있으며 이들 성질이 생체조직과 잘 일치하면 생체 친화성(biocompatibility)이 좋다고 한다. 그리고 이들 성질은 이식재료 주변을 둘러싸고 있는 조직의 종류에 따라 서로 크게 다르게 나타난다. 생체조직의 대체 재료로 사용되고 장시간 안정적으로 생체 내에 존재하기 위하여는 이 재료가 주위 생체조직에 대하여 생체 역학적으로 그리고 생화학적으로 친화성이 높아야 된다.

3. 생체 역학적 친화성

인공 재료를 몸에 이식하였을 때 생체조직-이식재료 계면을 오랫동안 안정적으로 유지하기는 힘들다. 이식 수

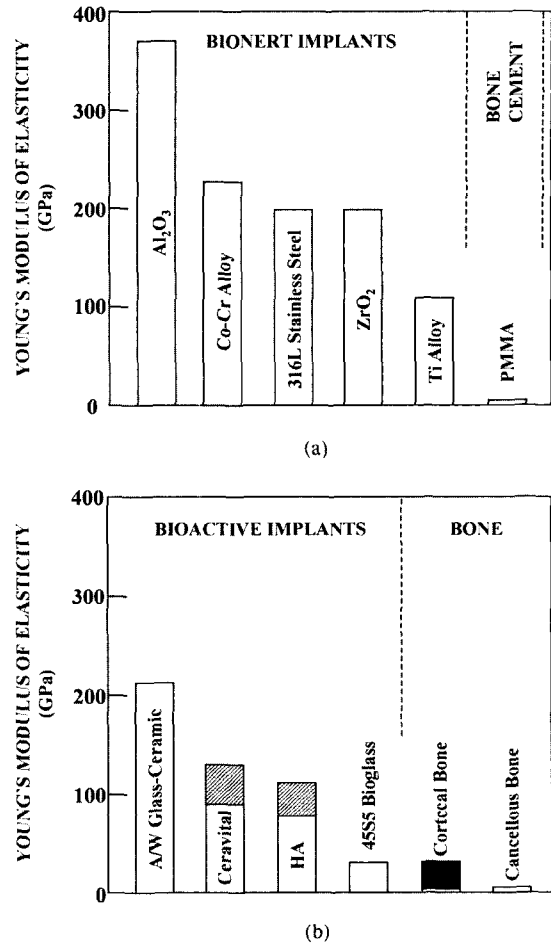


Fig. 1. Modulus of elasticity (GPa) for prosthetic materials compared with bone (a) Bioinert Implant and (b) Bioactive Implant and Bone.

술 후 생활을 하면서 기계적 하중(주로 전단응력)이 반복적으로 생체조직을 통하여 이식재료에 전해지기 때문에 계면에서의 움직임은 완전히 막을 수는 없다. 일반 재료에서도 두 재료를 접합시켰을 때에는 그 경계 부위는 전단응력에 약하다.

인공 재료를 뼈에 이식하였을 때 가장 중요한 생체 역학적 문제는 이식재료와 뼈의 탄성계수 차이이다. Fig. 1에 뼈와 여러 가지 이식재료의 탄성계수를 비교하여 표시하였다.⁵⁾

피질골(cortical bone)의 영계수는 7~25 GPa인 반면 뼈 내부의 다공성 뼈(cancellous bone)는 0.05~0.5 GPa 정도 밖에 되지 않는다. 피질골의 파괴인성은 2~12 MPam^{-1/2} 정도이고 파괴까지의 변형은 1~3%이다. 그러

나 대부분 이식재료의 탄성계수는 뼈의 탄성계수보다 훨씬 크다. 예를 들어 알루미늄의 탄성계수는 350 GPa로서 피질골보다 수십 배, 다공질 뼈보다 수천 배 크다. 일반적으로 이식재료는 피질골과 다공성 뼈에 동시에 접하게 되며, 실제 뼈처럼 이식재료가 탄성구배를 갖도록 제작할 수는 없다.

탄성계수가 서로 다른 두 재료를 접해 놓고 하중을 가하면 하중은 주로 탄성계수가 큰 재료로 전달된다. 따라서 바이오 세라믹스가 이식된 부위에 하중을 가하게 되면 하중은 주로 세라믹에만 전달되게 되는데 이는 바람직하지 못하다. 왜냐하면 뼈의 특성상 뼈에 응력이 가해지지 않거나 압축응력만 작용하게 되면 뼈가 약해져 부러지거나 계면에서 파괴가 올 수 있다. 따라서 인공 이식재료를 선택할 때는 되도록 뼈와 비슷한 탄성계수를 갖는 재료를 찾는 것이 중요하다.

고분자 재료의 탄성계수가 세라믹스보다는 작으나 이 재료는 또 다른 단점이 있다. 즉, polyethylene을 관절재료로 사용하였을 때에는 계면 파괴 뿐만 아니라 계면에서 polyethylene이 갈려 나오면서 만성염증(chronic inflammation)을 일으키기도 한다. 다행히 바이오 세라믹스는 내마모성이 높고 만성염증도 나타나지 않는 것으로 보고 되고 있다.

이러한 생체 역학적 이질성을 해결하기 위하여는 고탄성율의 유리와 저탄성율의 고분자 재료를 섞어서 복합재료를 만드는 방법이 있을 수 있다. 이로써 탄성율을 실제 뼈와 거의 맞출 수 있다. 생체 유리를 fiber 형태로 만들어 복합재료를 만들 경우 실제 뼈처럼 기계적 이방성도 나타낼 수도 있다.

4. 생화학적 친화성

이식재료의 역학적 생체 친화성보다 더욱 중요한 것은 생화학적 친화성이다. 이 친화성이 높은 재료가 뼈와 실제로 결합을 할 수 있다. Table 1에 바이오 세라믹스의 생체 친화성 정도를 비교하였다.

알루미나 같은 세라믹스는 생체 내에서 독성을 나타내지는 않지만 생화학적 친화성이 전혀 없고, tricalcium phosphate 같은 세라믹스는 생체 이식 후 서서히 녹아나

Table 1. Type of Tissue Attachment of Bioceramic Protheses

Type of Implant	Type of attachment	Example
Nearly inert	Mechanical interlock (Morphological Fixation)	Alumina, Zirconia
Bioactive	Interfacial bonding with tissues (Bioactive Fixation)	Bioactive glasses Bioactive glass-ceramics Hydroxyapatite
Resorbable	Replacement with tissues	Tricalcium phosphate Bioactive glasses

고 그 자리를 새로운 뼈가 대체한다. 세라믹스의 용해속도와 뼈의 성장속도를 같게 할 수만 있으면 매우 좋은 이식재료가 될 수 있지만 그 속도를 맞추지 못하고 있다.

재료의 표면에서만 생체 활성도를 갖는 세라믹스로는 $\text{Na}_2\text{O}-\text{CaO}-\text{SiO}_2-\text{P}_2\text{O}_5$ 계 유리나 결정화유리 A/W 결정화유리, 다공성 SiO_2 졸-겔 유리 그리고 수산화 아파타이트 등 칼슘 인산염계 결정질 세라믹스 등이 있다. 그리고 이들 표면 생체활성 세라믹스 중에서 원소의 특정 비율을 갖아야 하는 결정질 세라믹스와는 달리 유리는 구성 성분을 조금씩 변화시키며 다양한 종류를 얻을 수 있고 그 종류에 따라 생화학 친화성이 달라진다.

생체 표면 활성 세라믹스는 생체 용액과 접촉했을 때 표면에 hydroxy-carbonate-apatite (HCA)를 생성하는 특성이 있다. 이 HCA층에 뼈 세포 내에 있는 교원질섬유(collagen)가 엉키면서 이식재료와 세포조직이 강하게 결합하는 것으로 알려져 있다. 따라서 생체활성 재료의 뼈와의 결합 속도는 이러한 HCA가 이식재료 표면에 얼마나 빨리 생성 되는가로 결정된다. 일반적으로 HCA 형성 속도는 생체활성 유리가 수산화 아파타이트계보다 훨씬 빠르며 유리 중에서도 조성에 따라 이 속도는 크게

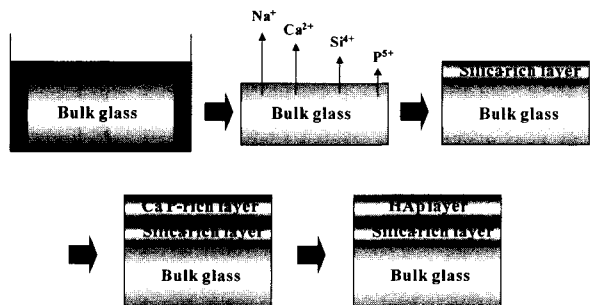


Fig. 2. Mechanism of hydroxyapatite formation on the bioactive glass surface.

달라진다.⁶⁾

Na₂O-CaO-SiO₂-P₂O₅계 유리에서 SiO₂가 42~52몰% 정도인 경우 뼈와 수일 내로 결합하며 연조직과도 결합하는 것으로 알려져 있다. SiO₂가 53~60몰%인 유리는 2~4주후 뼈와 결합하였으나 연조직과는 결합하지 않았다. 그리고 SiO₂ 60몰% 이상 포함된 유리는 생체 불활성 이어서 장시간 지나도 뼈와 결합하지 않았다. 이와 같이 유리의 생체 활성도는 SiO₂ 함량에 매우 민감하다

규산염 유리에서 SiO₂의 함량은 그 유리의 화학적 내구성에 직접적 영향을 미친다. 결국 유리의 생체 활성도는 유리의 화학적 내구성과 연관지을 수 있다. 즉 화학적 내구성이 나쁜 유리일수록 생체 활성도가 높아진다. 생체 유리를 pH=7.2 정도의 체액과 반응시키면 Fig. 2에 보이는 것처럼 Na, Ca, P, Si 등 이온이 유리로부터 체액 내로 용출한다. 이때 Na, Ca의 이온 용출량이 Si의 용출보다 많아서 유리 표면은 SiO₂층으로 변한다. 이 SiO₂층은 Na, Ca 이온과 용액의 H⁺이온이 이온교환되면서 생긴 층이므로 Si-OH가 많이 존재하는 겔층을 이루고 있다. 이 겔층이 용액 중에 녹아 있는 이온 중 쉽게 석출될 수

있는 이온 즉 Ca, P 이온들을 흡착하게 된다. 이때 용액에 녹아있는 CO₃²⁻이온도 함께 표면에 석출한다. 처음에 무정형 상태로 침적되던 이들 이온들은 침적층이 두꺼워지면서 결정화하게 되는데 이것이 HCA이다. 이러한 HCA가 빨리 형성되는 재료일수록 생체조직과 빨리 그리고 잘 결합한다.

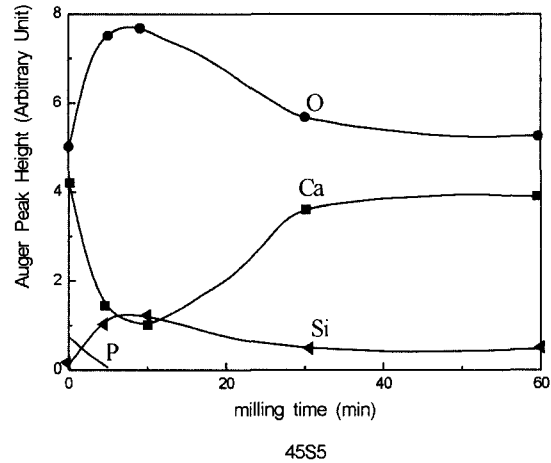


Fig. 4. Chemical profile versus milling time for 45S5 Bioglass.

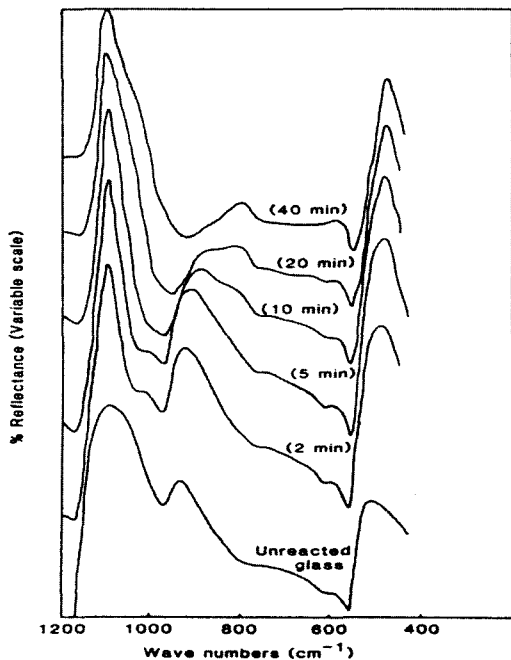


Fig. 3. Changes in FT-IRRS spectra for 45S5 Bioglass at the early stage of reaction.

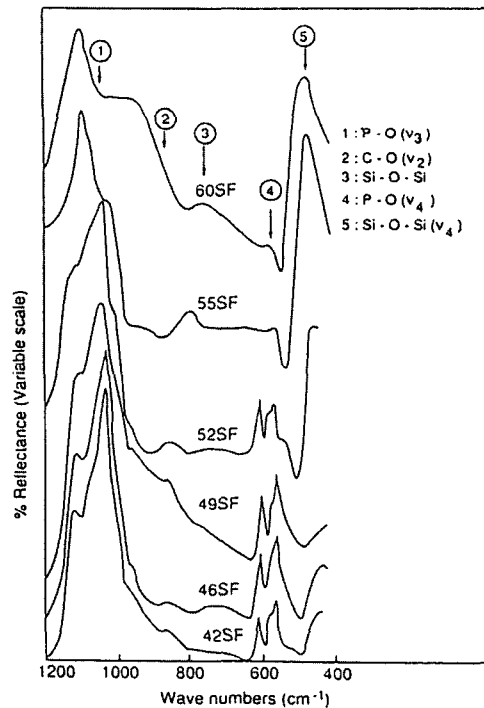
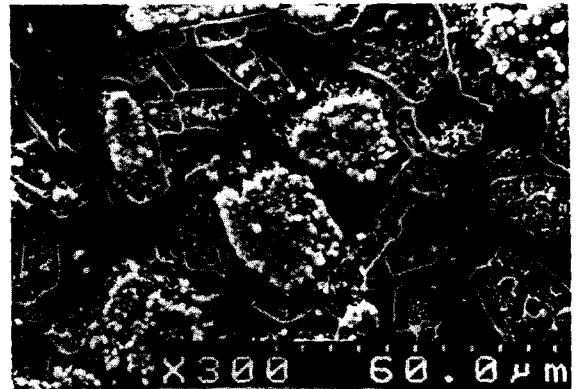


Fig. 5. FT-IRS spectra of fluoride Bioglasses after 6h of reaction.

Fig. 3에는 45S5 Bioglass를 tris-완충용액에 반응시켰을 때의 유리 표면에 대한 FT-IR 분광 분석 결과이다. 2분 반응시켰을 때 이미 1000 cm^{-1} 근처의 피이크 (Si가 1개의 비가교 산소를 갖을 때의 신축진동)가 나타나는 것으로 보아 유리 표면의 변화를 읽을 수 있다.⁷⁾ Fig. 4에는 위 시편에 대한 Auger 분석 결과이다. 표면을 계속 연마시키면서 성분 분석을 한 결과 표면에 Ca, P 농도가 높게 나타난 것을 볼 수 있는데 이로써 이 짧은 시간에서도 유리 표면에 Ca-P층이 형성됨을 알 수 있다. 그리고 Ca-P층을 연마하였을 때 Si 농도가 높게 나타나는 것으로 보아 Ca-P층 바로 밑에 실리카 겔층이 존재하는 것을 알 수 있다. 위 두 결과로부터 생체 유리는 이식 직후부터 표면 개질이 일어나고 특히 Ca-P층의 생성이 일어날 것이라 생각한다.⁷⁾

Fig. 5는 생체 유리에서 SiO_2 의 함량을 42몰%부터 60몰%까지 변화시키며 유리를 얻고 이를 tris-완충용액에 6시간 반응시킨 후 유리 표면에 대한 FT-IR 분광 분석 결과이다.⁸⁾ 파수 600 cm^{-1} 근처의 피이크가 P-O 굽힘진동에 해당되고 이로써 표면에 수산화 아파타이트가 형성되었음을 알 수 있다. 수산화 아파타이트 형성은 SiO_2 가 52몰% 포함된 유리까지는 매우 쉽게 일어나지만 SiO_2 가 그 이상 포함된 유리에서는 매우 힘들었다. 55SF 시편의 경우 200시간 정도 반응에서 수산화 아파타이트가 생성되었으며 60SF유리에서는 700시간 반응에서도 수산화 아파타이트가 생성되지 않았다. 이들 결과는 앞서 설명한 동물실험 결과와도 잘 일치하고 있다.

50 몰% 이상의 SiO_2 를 함유한 유리라도 결정화하였을 때에는 생겨난 결정상의 종류에 따라 표면에 수산화 아파타이트가 형성되는 특성이 변한다. 55SF 유리를 알루미늄에 코팅하고 열처리 하였다.⁹⁾ 이 때 코팅된 유리층은 결정화하게 되는데 열처리 온도에 따라 다양한 결정상을 갖는다. 1200°C 로 열처리하면 이 유리층에는 α -wollastonite($\text{CaO} \cdot \text{SiO}_2$)와 oxyapatite($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6$) 등 결정상이 얻어진다. 이를 생체 유사 용액에 반응시키니 10시간 만에 수산화 아파타이트가 형성되기 시작 하였다. 이는 wollastonite결정이 녹아나면서 Ca 자리에 H^+ 가 이온 교환하고 주위에 Ca 농도를 높여 주면서 표면적을 증가시켰기 때문이다.



(a)



(b)

Fig. 6. SEM image of bioactive-glazed layer after reaction in SBF. The layer was heated at 1200°C for 30 min and reacted in SBF for 24 h.

Fig. 6에 55SF 유리를 알루미늄에 코팅하고 1200°C 에서 30분 열처리한 시편을 생체 유사 용액에 24시간 반응시켰을 때의 SEM 관찰 결과이다. 군데 군데 α -wollastonite가 녹아난 자리가 보이고 그 자리에 수산화 아파타이트가 형성되었다. Fig. 6-b에는 앞 그림을 확대한 것으로서 특징적 수산화 아파타이트 구조를 보이고 있다.

그러나 코팅에 사용했던 유리를 덩어리 상태로 만들어 같은 생체 유사 용액에 반응 시켰을 때에는 200시간 반응에 약간의 수산화 아파타이트가 발견되었다. 이는 위에서 언급한 바와 같이 이온 교환은 일어나지만 충분한 silanol group(SiOH)이 형성되지 않기 때문이다.

한편 SiO_2 를 50몰% 포함하고 B_2O_3 를 5몰% 함유한 50SB 유리를 Ti 금속에 코팅하고 2분 열처리하면 Ti-범

량이 얻어진다.¹⁰⁾ 이 시편을 생체 유사 용액에 반응시켰더니 12시간 내에 수산화 아파타이트가 생성되었다. 가정이기는 하지만 열처리중 이 유리가 상분리 되면서 용출이 용이한 상이 유리 표면에 형성되고 이 부위에서 이온 교환과 실리카 겔이 형성된 것으로 생각된다. 일단 한 부위에 수산화 아파타이트가 형성되면 시간이 지나면서 이 수산화 아파타이트는 유리 표면 전체로 퍼져 나간다. 50SB 유리에서도 덩어리 상태의 유리를 생체 유사 용액에 반응시켰을 때는 200시간 정도 지나서 수산화 아파타이트 석출이 관찰되었다.

이상 언급한 두 가지 생체 유리 코팅 재료에서도 생체 유사 용액 실험에서 45S5 유리와 같은 현상이 일어났으며 생체 조직 실험을 수행할 경우 비슷한 현상이 일어날 것이라 기대된다.

5. 생체 활성재료에서 생체 조직의 증식 현상

대표적인 생체 활성 재료인 45S5, HAP, TCP를 원숭이의 치주 위에 이식하여 치주 결합(periodontal defect) 치료 실험을 수행하였다. HAP, TCP보다 45S5 Bioglass를 사용하였을 때 훨씬 빠르고 완전하게 치주 결합이 치유되는 결과를 얻었다. 45S5 유리의 경우 치주막(periodontal ligament)과도 결합이 이루어졌으며 이로써 생체 활성이 높은 45S5는 골전도(osteoconduction) 및 골생성(osteoproduction) 특성을 다 갖고 있는 것을 알 수 있다. 반면 생체 활성이 낮은 HAP나 TCP등은 골전도 현상만 나타내고 있다.

여기서 골생성이란 수술해서 생기는 결합 부위에 골생성 줄기세포가 생체재료 표면에 전이 증식(colonization) 되는 과정이고, 골전도란 뼈가 자랄 때 거부반응 없이 생체 친화성을 나타내는 것이다. 그리고 골유도(osteoinduction)란 근육이나 피부 등 뼈가 없는 곳에 뼈가 생성되는 것을 말하는데 생체 활성도 여부에 관계없이 어느 이식재료도 이 골유도 성질을 갖고 있는 것은 없다.

Fig. 7에는 45S5 생체유리 알갱이를 치주에 이식하였을 때 골생성 현상을 모식도로 나타낸 것이다.¹¹⁾ 이 그림에서는 체액이 유리의 일부를 녹여내고 그 속에서 새로운 뼈세포가 자라고 있음을 보여주고 있다. 즉, 먼저 유

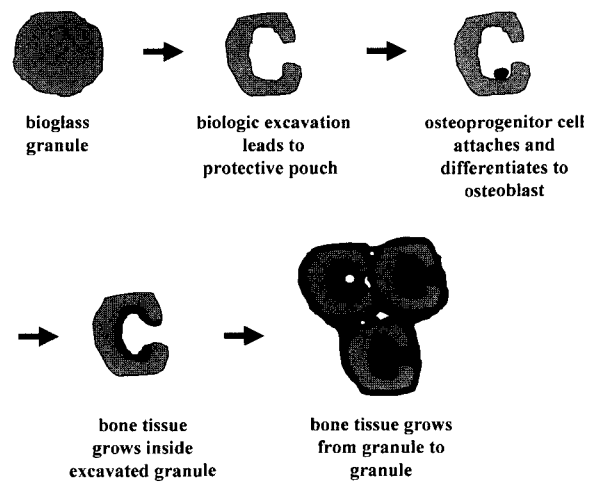


Fig. 7. Schematic of path to bone formation.

리 표면에서 이온 교환이 일어나고 표면에 수산화 아파타이트가 형성된다. 그 위에 골 씨앗(osteoprogenitor)이 달라붙고 이것이 조골 세포(osteoblast)로 분화(differentiation : 세포의 조직이 천천히 변화하여 완전히 개개의 특징을 갖는 뼈로 변하는 현상)한다. 이들이 자라서 뼈 조직을 만든다.

또한 이 45S5 Bioglass를 개의 늑골에 이식하였다. 이 때 자가골(autologous bone)과 수산화 아파타이트도 함께 이식하였다. 실험 결과 생체 유리 표면은 금방 조골세포(osteoblast)로 둘러싸이고 2주 후에는 상당량의 새로운 뼈가 생성되었다. 유리에서의 뼈 생성속도는 수산화 아파타이트보다 빠를 뿐만 아니라 자가골의 경우보다도 빨랐다. 특히 생체유리와 자가골을 섞어 사용하였을 때는 뼈 성장 효과가 더 좋았다.

이렇게 45S5가 수산화 아파타이트보다 골생성 속도가 빠른 것은 45S5는 이식재료와 세포조직 내에서 세포내(intracellular) 및 세포외(extracellular) 반응을 하는 반면 수산화 아파타이트나 A/W 결정화 유리등은 세포외 반응만 하기 때문이다.

Fig. 2에서 설명한 것처럼 생체활성이 높은 유리는 체액 내에서 유리의 Na⁺ 이온과 용액 중의 H₃O⁺나 H⁺ 이온이 교환되고 Si는 규산(silicic acid ; SiO₂ · nH₂O) 형태로 용출된다. 즉 유리의 망목구조 붕괴현상이 일어난다. 그러나 생체 활성이 낮은 유리는 위에서 언급한 이온 교환은 일어나지만 Si가 빠져 나올 정도는 아니다.

이렇게 용출되어 나온 Si는 연결조직(conductive tissue)의 세포 차원에서 특정한 신진대사 역할을 하며 콜라겐, 탄성섬유나 세포 주위의 glycosaminoglycan 단백질 복합체와 화학적으로 결합하는 것으로 알려져 있다. 따라서 인체의 조골세포 등이 Si 이온이 있을 때 신진대사를 잘 한다고 알려져 있다. 즉 실리콘이 조골세포의 증식(proliferation)이나 분화(differentiation)를 돕고 뼈의 성장이나 무기질 석출 현상이 잘 일어난다.

따라서 생체활성이 높은 유리의 경우 Si가 용출되면서 골증식과 같은 세포내 효과가 있고 뼈 성장 단백질을 흡착하는 세포외 효과도 두루 나타낸다고 할 수 있다. 이러한 세포외 효과는 표면적이 넓거나 nano 크기의 기공을 갖고 있는 silica gel, 이식체 표면에 수산화 아파타이트 등이 생성되었을 때 잘 나타난다. 즉, 음으로 하전된 실리카 겔이나 구조 결합을 많이 갖고 있는 수산화 아파타이트에 조골세포에서 나온 성장인자(growth factor : 세포의 분화 및 성장에 관여하는 단백질)가 화학 흡착한다. 이 흡착된 성장인자가 이식재료 표면에서 세포 분화와 줄기세포의 핵분열(mitosis)을 증진시킨다. 이렇게 생체활성 유리에서는 자가 촉매 성장(autocatalytic growth)이 일어난다.

4S5 유리는 이식 후 바로 뼈-이식재료 사이에 결합이 일어나기 시작하며 1개월 이내에 100% 결합이 일어난다. 그러나 A/W 결정화 유리나 수산화 아파타이트 등에서는 어느 정도 결합이 일어나기 위하여 몇 개월의 시간이 걸린다. 용융해서 유리를 얻었을 때에는 SiO₂ 함량이 50 몰% 이하일 때 체액 내에서 유리 표면에 실리카 겔을 잘 형성하면서 높은 생체활성을 나타낸다. 그러나 졸-겔 방법으로 규산염 유리를 얻었을 때에는 SiO₂가 100%일 때도 높은 생체활성을 나타내었다. 이는 표면이 겔 구조이면서 많은 기공을 갖고 있기 때문이다.

6. 맺음말

생체활성유리는 인산 칼슘계 결정질 활성재료와 달리 다양한 조성의 재료를 얻을 수 있다. 생체유리의 생체 활

성도는 유리 조성의 영향을 많이 받으며 특히 SiO₂의 함량이 매우 중요하다. SiO₂의 함량이 적을수록 유리의 화학적 내구성이 낮아져서 실리카 겔 층을 만들기 쉽고 Si 이온의 용출도 쉬워진다. 이 용출되는 Si 이온이 골전도 및 골생성에 중요한 역할을 하는 것으로 밝혀지고 있다. 따라서 생체 활성이 높은 생체 유리는 단순히 조직을 대체하는 재료가 아닌 조직을 생성해 주는 재료로 사용될 수 있다.

생체 이식재료로 사용하기 위해서는 생체 역학적 문제도 해결하여야 한다. A/W 결정화 유리를 제외하고는 곡강도, 파괴 인성등이 뼈보다 못하다. 그리고 탄성계수가 뼈에 비하여 너무 커서 뼈에 응력전달이 제대로 되지 못하여 뼈의 파괴요인이 된다. 일반적으로 파괴인성과 굽힘 강도가 높은 생체세라믹스는 탄성계수가 높고 생체활성도가 떨어진다. 따라서 기계적 성질과 생체 활성도를 비교하여 이식 부위에 따라 이식 재료를 선택하여야 한다.

참고 문헌

1. L. L. Hench, R. J. Splinter, W. C. Allen, and T. K. Greenlee, "Bonding Mechanisms at the Interface of Ceramic Prosthetic Materials," *J. Biomed. Mater. Res. Symp.*, **2** 117-41 (1971).
2. H. Bromer, K. Deutscher, B. Blencke, E. Pfeil, and V. Strunz, "Properties of Bioactive Implant Material 'CERAVITAL'," *Sci. & Ceram.*, **9** 219-25 (1977).
3. T. Kokubo, S. Ito, T. Huang, S. Sakka, T. Kitsugi, and T. Yamamuro, "Ca,P-rich Layer Formed on High Strength Bioactive Glass-Ceramic A-W," *J. Biomed. Mater. Res.*, **24** 331-43 (1990).
4. W. Vogel, W. Holand, K. Naumann, and J. Gummel, "Development of Machineable Bioactive Glass Ceramics for Medical Uses," *J. Non-Cryst. Solids*, **80**, 34-51 (1986).
5. L. L. Hench and J. Wilson, "An Introduction to Bioceramics," World Scientific, 1-24 (1993).
6. L. L. Hench, "Bioceramics : From Concept to Clinics," *J. Am. Ceram. Soc.*, **74** [7] 1487-510 (1991).
7. C. Y. Kim, A. E. Clark, and L. L. Hench, "Compositional Dependence of Calcium Phosphate Layer Formation in Fluoride Bioglasses," *J. Biomed. Mater. Res.*, **26**, 1147-61 (1992).
8. C. Y. Kim, A. E. Clark, and L. L. Hench, "Early Stage

- of Calcium-Phosphate Layer Formation in Bioglasses”,
J. Non-Cryst. Solids, **113** 195-202 (1989).
9. C. Y. Kim and S. S. Jee “Hydroxyapatite Formation
 on Bioactive-Glazed Alumina,” *J. Euro. Ceram. Soc.*,
23 1803-11 (2003).
10. S. Kwon, S. S. Jee, and C. Y. Kim, “Bioactive
 Modification of Titanium by Coating Bioactive
 Glasses,” *Metals and Materials international*, **8** [6],
 555-61 (2002).
11. C. A. Blitterswijk, “Bone Bonding Biomaterials,”
Leiden Univ. 1-12 (1994).



김철영

- 1970년 한양대학교 학사 졸업
- 1972년 한양대학교 석사 졸업
- 1980년 미국 Alfred Univ. 공학박사
- 1981년 인하대학교 세라믹공학과 교수
 ~ 현재