

〈染色加工技術〉

생체적합기능성 섬유고분자재료의 진보(I)

이미경 · 박수민

부산대학교 공과대학 섬유공학과

1. 서 론

혈액이 이물질과 접촉하면 응고하는 성질은 생명유지를 위해서는 대단히 중요한 일이나, 인공재료를 이용하여 질병을 치료하고자 할 때는 이러한 혈전형성은 장애요인으로 작용한다. 1960년대부터 최근까지 항혈전성을 가진 재료에 대한 연구가 활발히 전개되고 있는데 그 동향도 조금씩 변모하여가고 있고, 접근해가는 방식이 여러가지로 세분화되고 있다. 여러 논문과 총설, 혹은 서적을 참고로 하면 재료의 분류를 항혈전을 일으키는 메카니즘을 몇가지로 나누고 여기에 포함되는 것들을 열거하는 방식을 채택하고 있다(표. 1)¹⁾

촉하여 혈액적합성을 나타내는 재료또한 대부분이 섬유고분자재료가 차지하고 있기 때문에 섬유고분자재료의 입장에서 이들을 분류하고 각각의 항혈전성 메카니즘과 응용방식의 이해가 우선되어야 할 것이며, 이를 바탕으로 해야 좀더 진보된 형태의 항혈전성 섬유고분자재료의 발달이 가능하리라 본다. 따라서, 이 논문에서는 항혈전성을 나타내는 각각의 섬유고분자들을 그 중심으로 하여 항혈전성 재료를 소개하고자 한다.

2. 셀룰로오즈계 재료

생의학재료라는 관점에서 본 셀룰로오즈의 특징

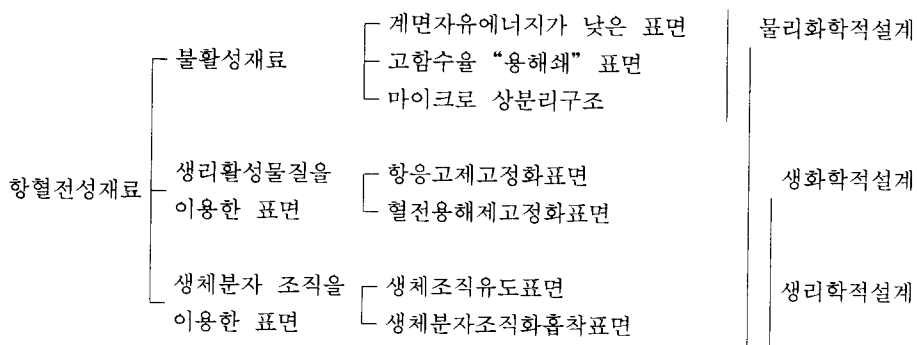


표 1. 항혈전성 재료

한편, 의료에 직접적으로 관여하는 재료는 대부분이 섬유고분자재료가 차지하고 있으며 이 분야의 관계자들의 의료에의 공헌도는 아주 높으며 의료 관계자로부터의 기대 또한 크다. 특히 혈액과 접

은 (1) 분자쇄가 고도의 규칙성을 가지고 결정성이며, (2) 친수성의 쇄상고분자이며, (3) 소화흡수성이 없고 영양원은 아니지만, 整腸작용등을 가지고, (4) 유도체의 대부분이 저독성이고 점성이

높고 피막형성능, 접착성 등이 우수하며, (5) 가공성, 역학적 강도가 우수하다는 등의 흥미로운 특징을 가지고 있다²⁻⁴⁾.

셀룰로오스를 모체로 한 생의학재료를 보면, 먼저 혈액투석막을 들 수 있다. 여기에 이용되는 것은 동암모니아법에 의한 중공사형의 재생셀룰로오즈막을 들 수 있는데 이것은 보체활성작용을 가지는 것이 단점으로 지적되고 있고, 또 수산기를 일부 디에틸아미노에틸기로 치환한 화학개질셀룰로오즈막(Hemophane)이 있는데 재생셀룰로오즈막보다도 생체적합성이 우수한 것으로 알려지고 있다.

셀룰로오스를 N_2O_4 로 산화하면 섬유형태를 유지한 우론산형의 셀룰로오즈가 얻어지는데 이것을 옥시셀룰로오즈라 하며 흡수성의 지혈제로서 이용되고 있다. 또 최근 등장한 미분화 셀룰로오즈로서 먼저 미결정셀룰로오즈는 섬유의 비정부분을 염산 등으로 가수분해하여 섬유구조를 파괴한 것으로 저독성, 접착성, 보수성이 우수하여 의약품의 조제로서 이용되고, 또 마이크로 피브릴화셀룰로오즈는 세포집합체까지 미세화한 것으로 보수성이나 분산효과 등이 우수하여 의약, 식품, 화장품의 조제로 이용되고 있다. 그외, 메틸셀룰로오즈(MC), 에틸셀룰로오즈(EC), 카르복시메틸셀룰로오즈(CMC) 등의 셀룰로오즈유도체가 의약품의 코팅제 등으로 널리 응용되고 있다.

宮本등⁵⁾은 셀룰로오즈의 생체기능화를 두가지 방법에서 고려하였다. 그 한가지는 우수한 생체친화성을 가지는 PIC(Poly Ion Complex)를 셀룰로오즈에 고정화시켰다. 우선 양이온성셀룰로오즈막을 만들고 여기에 카르복시메틸셀룰로오즈와 황산셀룰로오즈에 의해 PIC피막을 형성시켜 최대한의 항혈전성과 최소한의 보체활성화작용을 가지는 셀룰로오즈막을 만드는 것이다(Fig. 1). 두번째는 셀룰로오즈에 polypeptide를 블록크 또는 그래프트 공중합에 의해 비교적 간단히 친/소수성의 균형을 취하여 항혈전성 재료로서의 기능화를 도모하였다(Fig. 2).

Takahashi등⁶⁾도 두번째의 방법으로 개발한 혈액적합성재료를 보고하고 있다. 즉, Polypeptide를 side chain으로하여 셀룰로오즈에 graft시켰는데 여기에 polypeptide로서 PBLG(poly- γ -benzyl-L-

glutamate)와 PHEG(poly-N-2-hydroxyethyl-L-glutamine)가 사용되었다. 그 결과 상당한 항혈전성을 나타내고 있음을 알 수 있었다.

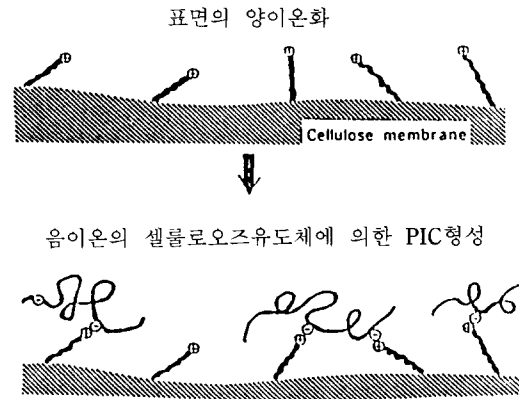


Fig. 1. PIC형성에 의한 표면의 개질과정.

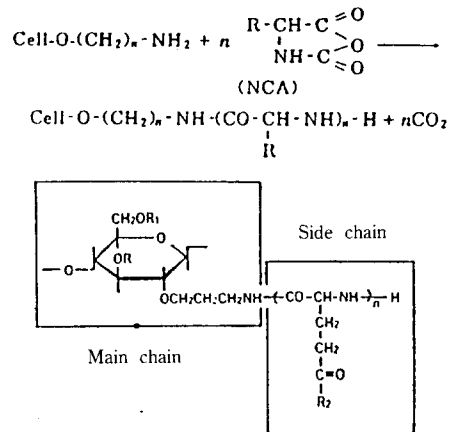


Fig. 2. 폴리펩티드에 의한 셀룰로오즈유도체의 그래프트과정.

Xu GuoFeng등⁷⁾은 셀룰로오즈의 2-OH가 NH_2 인 chitosan을 혈액적합성재료로서 보고하고 있다. Chitosan의 NH_2 에 술폰기를 도입하면 항응고제로서 사용되는 Heparin과 유사구조가 되고 이것을 PVA와 Blend시켜 만든 재료는 혈액응고작용에서 antithrombin III과 결합하여 thrombin의 활동을 억제하여 항혈전성을 나타내게 된다. 또, Noishiki등⁸⁾은 N-헥사노일키토산이나 N-옥타노일키토산막상에서는 거의 혈전이 일어나지 않는 것으로 보고하고

있다.

3. 단백질계재료

단백질은 생물의 중요한 구성요소의 하나이며 생체내 반응에 관여하며 생물의 생명을 유지하기 위해 필수불가결한 것이다. 이들은 생체조직에 대한 친화력이 높고, 조직수복의 촉진작용과 함께 생체내에서 소화흡수되는 특이성을 나타낸다. 또, 생체내에서 항원성을 나타내지 않고 분해생성물도 독성도 없는 물질로서 의용재료로서 많은 가능성을 가지고 있다⁹⁾.

양모의 주성분인 케라틴을 중심으로 한 항혈전성 재료로서 가용화 양모케라틴이 있다. 이것은 이물 반응성이 낮고, 고흡수성의 재료이며 항응고제인 헤파린과의 전해질 복합체를 형성할 수 있는 염기성의 유도체를 만드는 것이 용이한 점 등이 보고되고 있다. Noishiki 등^{10), 11)}은 염기성의 양모케라틴 유도체, S-aminoethylkeratin (K-NH₂)를 조제하여 수용액중에서 Heparin과의 전해질 복합체 형성 거동을 검사하고 이 복합체를 대용혈관내면에 피복하여 항혈전성의 흡수성피복재료로서의 가능성을 상세히 검토하였다. 그 결과 피복한 대용혈관에서는 이식초기에는 내면에 혈전형성이 보이지 않고 양호한 항혈전성을 보이다가 이 복합체는 서서히 흡수되어 61일까지 95%이상의 흡수율을 보이고 흡수 후 대용혈관내면에 내피세포가 출현하고 있음을 보였다.

견은 외과수술에서 생체안정성이 우수한 봉합사로도 널리 이용되는 천연단백질 섬유이다. 일반적으로 이들의 우수한 친수성이 더 좋은 생체적합성을 나타내는 것으로 생각되어지며^{12), 13)} 친수성 단량체를 그래프트함으로써 생의학적 분야에 응용하려고 하고 있다^{14), 15)}. W.S.Ha 등¹⁶⁾은 메탄플라즈마를 이용하여 견피브로인막표면에 methyl methacrylate (MMA) 및 styrene을 그래프트 공중합시키고 그 표면에너지를 분석함과 함께 표면구조변화에 따른 항혈전성을 in vitro 방법인 혈전형성시험법과 혈소판점착시험법을 사용하여 검토하였다. 메탄플라즈마에 의한 성능개선이 보였고 그래프트 공중합된 막의 항혈전성은 막의 표면장력의 극성성분의 전

표면장력에 대한 비가 3~4%일때 가장 우수했다고 보고하고 있다. 또 Tyagi 등¹⁷⁾은 견을 radiation에 의해 HEMA (2-hydroxyethylmethacrylate)를 그래프트함으로써 더 높은 친수성으로 인한 혈액적합성을 꾀하였다.

합성 poly(amino acid) 또한 biomedical 재료로서 잘 알려져 있는데 Kim 등¹⁸⁾은 Polypeptide unit, 즉 poly(γ -benzyl-L-glutamate)를 chlorosulfonated polyethylene에 그래프트시켜 Poly(ethylene-g- γ -benzyl-D,L-glutamate)을 합성하여 그래프트율에 따른 항혈전성을 나타내었다. 또 若松 등¹⁹⁾은 glutamic acid, alanine, cystein의 3가지 아미노산을 선택하여 NCA(N-carboxyanhydride)법에 의해 합성하여 이의 혈액적합성을 이들의 배열 및 분산 상태에 따라 조사하였다. I.K.Kang 등²⁰⁾은 항혈전성 이면서 가스투과성이 높은 물질의 설계를 목적으로 A-B-A형 블록 공중합체를 만들었는데 A부분에는 극성이면서 강직한 Poly(γ -benzyl-L-glutamate)를, B부분에 높은 가스투과성이 기대되는 유연한 Polyoxypropylene(POP)를 함유하는 고분자물질을 보고하고 있다. 그 결과, 공중합체의 경우에 혈소판 부착 및 활성이 억제되었고 POP분율이 50mol%인 경우 최대였다.

4. 폴리우레탄계 재료

의용재료로서 이용되고 있는 폴리우레탄의 대부분은 세그먼트화 폴리우레탄(SPU)이라하는 선상 탄성체이며 Fig. 3 (A)에 대표적인 SPU의 화학구조를 나타내고 있다. SPU는 분자량 1000-3000의 수산기 말단의 폴리올과 디이소시아네이트의 축합으로 얻어진 prepolymer를 저분자량의 디아민이나 디올로써쇄연장하여 만든다. 특히쇄연장제로서 디아민을 이용한 경우 hard segment에 요소결합이 존재하므로 세그먼트화폴리우레탄우레아(SPUU)라 칭한다. 수소결합으로 응집한 Hard segment와 실온에서 고무상태인 soft segment는 비상용이므로 Fig. 3 (B)에 나타낸 바와 같이 마이크로상분리구조를 형성하며 이것이 우수한 생체적합성과 역학적 강도를 가지는 것과 밀접한 관련을 가진다.

1967년에 Boretos등에 의해 SPUU의 우수한 혈액적합성과 역학적 성질이 보고된 이래 각종의 화학구조를 가진 SPUU 및 SPU의 혈액적합성이 in vivo 및 in vitro로서 검사되었다²¹⁾. Lyman등²²⁾은 폴리프로필렌옥사이드(PPO)를 함유한 SPUU의 in vitro에서의 혈소판 반응성과 혈장단백질의 흡착 거동에 대해 검사하였다. 이들은 알부민을 선택적으로 흡착하는 분자량이 1000의 PPO를 가진 SPUU표면이 가장 낮은 혈소판 반응성을 나타내는 것으로 보고하고 이것이 표면에 존재하는 마이크로상분리구조에 기인한다고 결론내렸다. 高原등²³⁾은 폴리테트라메틸렌글리콜(PTMG)를 가지는 세그먼트화폴리우레탄을 제조하고 그 마이크로상분리구조를 해석하고 이 구조표면특성에 의한 혈액적합성을 연구하였다. 그 후 많은 연구자가 SPU의 마이크로상분리구조와 혈액적합성의 관계에 대해 검사하였다.

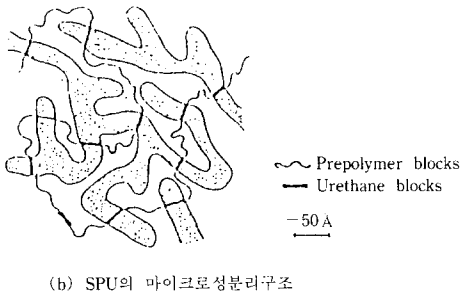
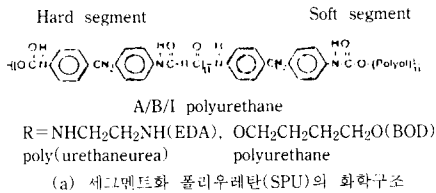


Fig. 3. SPU의 화학구조 (A)와 마이크로상분리 구조(B).

한편, SPU가 생체내에 이식되면 혈액세포가 정착하기 전에 단백질의 흡착이 신속히 일어난다. 따라서 혈액세포는 흡착단백질층을 매개로 하여 재료표면의 특성을 인식하게된다. 혈액적합성이 우수한 다상계고분자재료에 대하여 혈장단백질이 친수-소수의 domain 구조를 인식하여 선택흡착하고, 이차원적으로 구조가 제어된 단백질흡착층이

형성된다는 것이 보고되고 있다²⁴⁾. SPU의 경우에도 같은 domain구조를 인식한 혈장단백질의 흡착이 관측되었다. 그러나 SPU의 혈액적합성과 흡착단백질층의 구조의 관계는 명확하게 밝혀지지 않았다.

그래서, 마이크로상분리구조를 이용하는 종래의 방법에서 생체내의 혈장단백질과 특이적으로 상호작용하여 혈액적합성을 향상시킬 수 있는 관능기를 SPU에 도입하는 분자설계가 추진되고 있다. 첫째, 미세포접착성의 혈장단백질인 알부민은 장쇄지방산과 복합체를 형성하므로 SPU의 우레탄이나 요소기에 장쇄알킬기를 도입하는 시도가 행해지고 있다. Eberhart등은 일킬기로 개질한 SPU표면에 빠르게 알부민이 단분자층으로 흡착하고 다흡착이 일어나지 않는다고 보고하여 흡착단백질과 항혈전성에 밀접한 관계가 있다고 결론내렸다²⁵⁾. Cooper등은 알킬화SPU의 ex vivo 항혈전성에 미치는 알킬쇄장의 영향에 대해 검사하고 알킬쇄의 탄소수가 18(C18)의 경우 우수한 항혈전성을 나타냄을 관측하였다²⁶⁾.

둘째, 술폰산나트륨기를 SPU에 도입하여 그 영향을 보았는데 술폰산나트륨기가 많아짐에 따라 혈장단백질 피브리노겐의 흡착이 많아지고 피브린으로의 전환반응을 억제함을 알 수 있었다. 또 술폰산나트륨기를 통해 항응고활성을 가지는 헤파린과 비슷한 구조로 아주 높은 항응고활성을 가짐을 알 수 있었다²⁷⁾.

5. 폴리아미드계 재료

축합계고분자 재료인 폴리아미드는 일반적으로 결정성을 가지고 고분자쇄의 응집상태가 비교적 규칙적인 결정영역과 응집상태가 흐트러져 있는 비결정영역으로 구성되어 있다. 이 결정-비결정의 미세구조를 가진 폴리아미드가 혈소판점착을 억제하는 기능을 가지는 것을 발견하고²⁸⁾ 이와같은 고차구조를 제어하는 것에 의해 폴리아미드에 우수한 혈액적합성을 부여하도록 하여 왔다²⁹⁻³¹⁾.

Sanui등³²⁾은 폴리아미드의 고차구조, 특히 그 결정성에 착목하여 결정-비결정에 의한 불균질구조를 가지는 폴리아미드를 제조하였다. 범용 폴리

아미드인 Nylon 6에 각종 폴리메타크릴산에스테르를 그래프트 공중합에 의해 도입시키면 마이크로상분리구조를 가지며 그것의 혈소판과의 상호작용을 검사하였다. 이들은³³⁾ 또 비정성의 styrene을 결정성의 Nylon 6에 Block공중합시켜 그 미세구조를 해석하고, block공중합체의 조성, 배장, 결정성이 혈소판점착에 미치는 영향을 검토하기도 했다.

Jiamin Xu등³⁴⁾은 우수한 혈액적합성을 나타내는 poly(acrylamide)의 하이드로겔과 세포적합성이 우수한 poly(vinyl butyral)을 그래프트 공중합시켜서 이들의 표면 및 단면구조, 적혈구의 흡착거동을 살펴보았는데 acrylamide의 그래프트율이 낮을 때는 불투명하던 표면이 60%이상 이 되면서 확실한 마이크로상분리구조를 나타내었고, 적혈구의 흡착도가 가장 억제됨을 알 수 있었다. 이것은 친/소수부의 적절한 배란으로 이루어지는 마이크로상분리구조 때문으로 보고하였다.

6. 폴리에스테르계 재료

축합합성 고분자인 폴리에틸렌테레프탈레이트(PET)를 용융방사하여 얻은 합성섬유 Dacron은 튜브상으로 편직하여 항혈전성을 가지는 인공혈관으로의 응용이 진행되고 있다. 편직의 방법에 따라 Woven과 Knit로 대별된다. 이들 재료는 생체내에 이식되면 그 표면을 투과형전자현미경으로 관찰하였을 때 세포막(이중막)의 반의 두께의 특수한 막(일중막)으로 덮히는 것으로 관찰되었다. 이것은 생체성분의 인지질의 소수성 부분이 Dacron표면으로 향하고 반대쪽으로 친수성 부분이 향하는 형으로 배열되어 생체막과 유사한 막이 생기게 되는 것으로 인해 생체적합성을 획득하는 것으로 생각되어진다³⁵⁾.

이들 폴리에스테르 인공혈관에서는 섬유상 구조의 개선이 되어오고 있다. Woven인공혈관에서는 더욱 조밀한 구조가 개발되고, Knit인공혈관에서는 Weft편에서 Warp편으로 전환하여 내구성의 문제를 개선하기도 했다. 또, 표면 성상의 중요성이 강조되어 velour구조가 도입되었는데 이것은 각 표면에 루프상으로 우모구조를 취하는 것으로 이것의 높이에 따라 단백질 및 혈액성분의 흡착, 점착 등을

효과적으로 규제하기도 했다³⁶⁾.

이와는 달리 친/소수성의 배란으로 인한 마이크로상분리구조를 유도하여 혈액적합성을 발전시키고자 하여 S.G.Wang등은 소수성부로서 polyester(PET), 친수성부로서 polyether(polyethyleneglycol, polytetraethyleneglycol)과 블랜드시켜 그 조성비에 따라 이의 혈액적합성을 조사하였다. 그 결과, 큰 접촉각, 마이크로상분리구조 및 기계적 성질 등이 우수하였으며 이로 인한 혈액적합성을 보임을 알 수 있었다.³⁷⁾

7. 폴리옥시에틸렌쇄를 가지는 재료

폴리에틸렌쇄를 가지는 고분자재료는 세포융합 재료로서의 응용을 비롯하여 의학, 생리학분야에서 새로운 기능이 주목되고 있다. 이들이 우수한 항혈전성을 나타내는 것은 (1) 친수성 폴리옥시에틸렌쇄가 재료표면으로부터 혈액중으로 충분히 돌출되어 뻗어 있고 이 쇠의 운동에 의해 국소적水流가 생기게 되어 혈장단백질의 흡착을 막거나, (2) 재료표면의 친수성 폴리옥시에틸렌쇄의 배除體積효과때문에 흡착하려고 하는 혈장단백질이 제거된다고 설명되고 있다(Fig. 4).

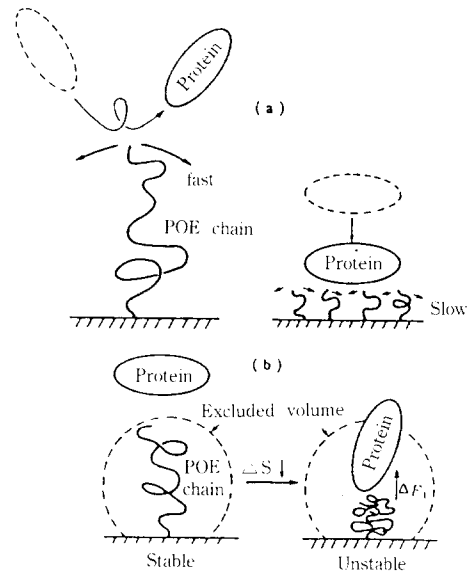


Fig. 4. 재료표면의 폴리옥시에틸렌쇄와 혈액성분과의 상호작용.

Allmer등³⁸⁾은 polyethylene필름을 벤조페논은 광증감제하에서 광조사에 의해 glycidyl methacrylate(GMA)를 표면그래프트시키고, 폴리옥시에틸렌을 GMA의 에폭시환과의 반응에 의해 그래프트 표면에 부착시켰다. 그 결과 혈액단백질의 흡착이 억제되는 하이드로겔 표면이 형성되었다고 보고하고 있다.

Kim등³⁹⁾은 폴리옥시에틸렌쇄의 말단을 술폰화시켜서 음전하를 부여하고 이것을 우수한 혈액적합성을 가지는 폴리우레탄에 그래프트시켜서 이의 물성을 고찰하였다. 그 결과 폴리옥시에틸렌쇄의 친수성과 동적 유동성의 영향, 그리고 sulfonate기의 정전적 반발력에 의해 기존의 폴리우레탄보다도 더 우수한 항혈전성을 가짐을 알 수 있었다. 또한 생체안정성도 우수했는데 이것은 폴리옥시에틸렌쇄의 비점착성 및 sulfonate기의 친수성의 영향으로 보고하고 있다.

三山등⁴⁰⁾은 폴리염화비닐에 장쇄 폴리옥시에틸렌을 그래프트한 폴리머가 생체적합성이 우수하고 in vivo, in vitro에 있어서 혈액성분의 부착이 현저하게 감소했다고 보고하고 있다. 또, 이들은 화학적 안정성이나 기계적 강도가 우수하며 각종 용매로부터의 제막성도 양호한 AN계폴리머에 폴리옥시에틸렌쇄를 브록크 또는 그래프트 공중합하여 이들의 혈장분리막으로서의 응용성도 검토하였다⁴¹⁾. 폴리옥시에틸렌쇄의 성분이 많아짐에 따라 혈소판 점착이 크게 억제됨을 알 수 있었고 다공성막의 제작용으로 우수한 혈장분리막의 제작가능함을 시사해주고 있다.

8. 기타 재료

이외에 현재 연구되고 있는 재료들을 살펴보겠다. 첫째, 인지질극성기를 가지는 고분자재료이다. 생체막은 Singer-Nicolson의 Fluid mosaic model과 같이 인지질을 주성분으로 하는 지질이층중으로 되어있다. polyester가 양호한 혈액적합성을 나타내는 경우 표면에 생체내의 인지질의 흡착으로 이분자막 구조를 취하기 때문이라고 전술하였으며, 또 인지질 이중막으로 되어있는 Lyposome을 혈액중에 넣어도 혈액세포에 주어지는 영향이 작은

것으로 알려져 있다. 이들의 사실로 부터 생체막 표면과 같이 인지질이 고도로 배향되어 형성된 표면은 극히 우수한 혈액적합성을 가진다고 생각되어진다(Fig. 5).

S.M.Park⁴²⁾은 인지질극성기로 phosphoryl choline기를 가지는 모노머, 2-(methacryloyloxy)ethyl-2-(trimethylammonium)ethyl phosphate(MTP)을 합성하고 n-butyl methacrylate(BMA)와 glycidyl methacrylate(GMA)와의 공중합체를 합성하여 셀룰로오스에 코팅한 고분자막을 제조하여 이의 생체적합성에 대해 보고하였다. 10⁴이하의 분자량의 생체성분에 대한 좋은 투과성을 가지고 혈소판점착또한 효과적으로 억제됨을 알 수 있었는데 상기의 사실과 좋은 일치를 보였다. 또, MTP와 GMA, acrylonitrile(AN)과의 공중합체를 합성하고 poly(acrylonitrile)막에 코팅한 고분자막을 제조하고 혈액점착실험을 통해 우수한 혈액적합성을 입증하였⁴³⁾.

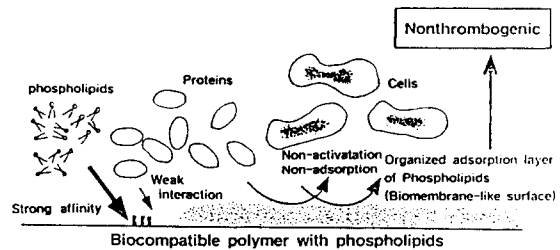


Fig. 5. 인지질극성기를 가진 폴리머와 혈액성분과의 상호작용.

둘째, 연신테프론인공혈관인데, 폴리4불화에틸렌의 본질적인 불활성과 특수한 표면구조를 이용한 것으로 이것을 연신하여 구조를 피브릴화, 즉 미소섬유화하여 항혈전성을 가져오고 있다⁴⁴⁾.

셋째, 실리콘을 함유하는 고분자재료로서 이 재료는 의료분야에서 튜브, 봉합사, 필름 등과 같은 여러가지 형태로서 널리 쓰인다. 이들은 우수한 기체투과성 및 생체적합성을 가진다⁴⁵⁻⁴⁸⁾. 그러나 이들의 역학적 성질이 미약하므로 의료용에의 응용이 제한되어 왔다. 이 점을 개선하기 위해 Tsutomu등⁴⁹⁾은 Polydimethylsiloxane과 Aramide를 브록크 공중합시켜 이들의 혈액적합성을 검토하였

다. Tezuka 등⁵⁰⁾은 polydimethylsiloxane을 polyvinylalcohol에 그래프트 공중합시켜서 그 표면상태를 접촉각 측정에 의해 추정하고 친/소수성 domain이 적절히 조화된 다상계고분자재료로서 혈관내피표면과의 유사성때문에 높은 항혈전성을 나타낸다고 하였다.

9. 결 론

대부분의 섬유고분자재료가 혈액과 접촉하는 계면에 있어서 바람직한 상호작용을 가질 수 있도록 각종의 관능기를 가지는 고분자가 합성되고, 연구됨을 알 수 있었다. 그러나 이 논문에서는 일부의 항혈전성 재료밖에 소개되지 않았고 그 대표적인 예만을 나타내었을 뿐이다. 또, 다수의 재료가 개선의 필요가 있는 것들이었다.

따라서, 이 분야는 현재 많은 발전이 기대됨과 동시에 혈전의 문제점을 타파하여 가는 것이 여러 인공장기개발에의 큰 과급효과를 미칠 것이다. 아울러 이후 항혈전성재료를 연구하는데 있어, 여러 접근방식에 따라 여러 섬유고분자재료를 응용한다면 우수한 항혈전성 재료의 개발이 보다 폭넓게 추진되리라 보아진다.

참 고 문 헌

1. K. Ishihara, T. Ueda, N. Nakabayashi, *Sen-i Gakkashi*, **47**, 126(1991).
2. 宮本武明, 山岸忠明, 紙と周邊技術, 1月號, 2月號(1988).
3. 山岸和夫, 木材學會誌(日本), **32**, 657(1986).
4. 恩田吉郎, 有機合成化學(日本), **42**, 602(1984).
5. 宮本武明, 高分子加工I(日本), **38**, 269(1989).
6. T. Miyamoto, S. Takahashi, S. Tsuji, H. Ito, and H. Inagaki, *J. Appl. Polym. Sci.* **31**, 2303(1986).
7. X. Feng, L. D. Qing, and Z. Han, "Polymers and Biomaterials", Elsevier science Publishers B.V.(1991).
8. S. Hirano and Y. Noishiki, *J. Biomed. Mater. Res.*, **19**, 413(1985).
9. K. Kobayashi, H. Sumitomo, and Y. Ina, *Polym. J.*, **17**, 567(1985).
10. Y. Noishiki, H. Ito, T. Miyamoto, and H. Inagaki, *Kobunshi Ronbunshu*, **39**, 221(1982).
11. Y. Noishiki, H. Ito, T. Miyamoto, and H. Inagaki, *Kobunshi Ronbunshu*, **39**, 249(1982).
12. G. W. Hasting, *Polymer*, **26**, 1337(1985).
13. D. Wichterle and D. Lim, *Nature(London)*, **185**, 117(1960).
14. B. D. Ratner and A. S. Hoffman, *J. Appl. Polym. Sci.*, **18**, 3183(1974).
15. M. Toller, M. Stol, and K. Kliment, *J. Biomed. Mater. Res.*, **3**, 305(1969).
16. W. S. Ha, I. J. Roh and J. H. Kim, *J. Korean. Fiber Society*, **26**, 323(1989).
17. H. Singh and P. K. Tyagi, *J. Macromol. Sci-Chem.*, **A27(3)**, p.385(1990).
18. K. Y. Kim, J. S. Kim, Y. J. Lee, S. W. Jang, and Y. M. Lee, *Polymer Journal*, **23**, 259(1991).
19. Y. Iizuka, K. wakamatsu, M. Oya, T. Hayashi, and M.Iwatsuki, *Kobunshi Ronbunshu*, **48**, 239(1991).
20. I. K. Kang, Y. Ito, and M. Sisido, *Polymer Journal*, **19**, 1329(1987).
21. J. W. Boretos and W. S. Pierce, *Science*, **158**, 1481, 1967; *Biomed. Mater. Res.*, **2**, 27(1968).
22. D. J. Lyman, K. Knutsonb, B. Mcneil, and K. Shibatani, *Trans. Amer. Soci. Artif. Organs*, **21**, 49(1975).
23. A. Takahara, J. Tashita, T. Kajiyama, and M. Takayanagi, *Kobunshi Ronbunshu*, **39**, 203(1982).
24. T. Okano, T. Aoyagi, K. Kataoka, K. Abe, Y. Sakurai, M. Shimada, and I. Shinohara, *J. Biomed. Mater. Res.*, **20**, 919(1986).
25. M. S. Munro, R. C. Eberhart, N. T. Maki, B. E. Brick, and F. J. Fry, *ASAIO J.*, **6**, 65(1989).
26. T. G. Grasel, J. A. Pierce, and S. L. Cooper, *J. Biomed. Mater. Res.*, **21**, 815(1987).
27. T. G. Grasel and S. L. Cooper, *J. Biomed.*

- Mater. Res.*, **23**, 311(1989).
28. N. Ogata, K. Sanui, H. Tanaka, Y. Takahashi, E. Kitamura, Y. Sakurai, T. Okano, K. Kataoka, and T. Akaike, *J. Appl. Polym. Sci.*, **26**, 4207(1981).
 29. N. Yui, K. Sanui, N. Ogata, K. Kataoka, T. Okano, and Y. Sakurai, *J. Biomed. Mater. Res.*, **17**, 383(1983).
 30. N. Yui, J. Taraka, K. Sanui, N. Ogata, K. Kataoka, T. Okano, and Y. Sakurai, *Polym. J.*, **16**, 119(1984).
 31. N. Yui, T. Oomiyama, K. Sanui, N. Ogata, K. Kataoka, T. Okano, and Y. Sakurai, *Makromol. Chem., Rapid Commun.*, **5**, 805(1984).
 32. K. Sanui, N. Yui, Y. Takahashi, N. Ogata, K. Kataoka, T. Okano, and Y. Sakurai, *Kobunshi Ronbunshu*, **39**, 213(1985).
 33. K. Sanui, N. Yui, Y. Takahashi, N. Ogata, K. Kataoka, T. Okano, and Y. Sakurai, *Kobunshi Ronbunshu*, **42**, 655(1985).
 34. J. Xu, H. Gu, K. Yao, J. Hu, S. Zhou, T. Fan, Q. Zhang, Z. Li, and T. Ma, *Polymer J.*, **17**, 1305(1985).
 35. Noishiki, Y., : Biochemical response to Dacron vascular prostheses, *J. Biomed. Mat. Res.*, **10**, 759(1976).
 36. 城 青, *高分子加工(日本)*, **78**, 8(1989).
 37. S. G. Wang, *Polym. j.*, **21**, 179(1989).
 38. L. Allmer, J. Hilborn, P. H. Larsson, A. Hult, and B. Ranby, *Journal of Polymer Science : Part A : Polymer Chemistry*, **28**, 173(1990).
 39. Y. H. Kim, D. K. Han, K. D. Park, and S. Y. Jeong, *First International Symposium on Biomaterials and Drug Delivery System*, 75(1993).
 40. 森 有一, 野一色泰晴, *人工臓器(日本)*, **10**, 993(1981).
 41. 森 有一, 野一色泰晴, *高分子論文集(日本)*, **44**, 53(1987).
 42. S. M. Park, *J. of Kor. Fiber Soc.*, **29**, 32(1992).
 43. M. K. Lee, S. G. Jung, H. D. Kim, H. H. Cho, K. H. Kim, and S. M. Park, *J of Kor Fiber Soc.*, **30**, 823(1993).
 44. 城 青, *高分子加工(日本)*, **38**, 8(1989).
 45. W. Lynch, "Handbook of Silicone Rubber Fabrication", Van Nostrand Reinhold Company, New York(1978).
 46. R. Rudolph, J. Abraham, T. Vechione, S. Guber, and M. Woodward, *Plast. Reconstr. Surg.*, **62**, 185(1978).
 47. L. C. Hartman, R. W. Bessette, R. E. Baier, A. E. Meyer, and J. Wirth, *J. Biomed. Mater. Res.*, **22**, 475(1988).
 48. E. E. Frisch, *Silicones in Artificial Organs*, 63, C. G. Gebelein(Ed.), ACS Symposium Series, 256(1984).
 49. T. Furuzono, E. Yashima, and M. Akashi, '93 Pusan-Kyeongman/Kyushu Joint Symp. P-11 p.43(1993).
 50. Y. Tezuka, S. Matsui, A. Fukushima, M. Miya, K. Imai, K. Kataoka, and Y. Sakurai, *Kobunshi Ronbunshu*, **42**, 629(1985).