

## 치과용 고분자 재료의 연구현황/전망

김 철 위

### 1. 서 론

치과용 고분자 재료는 polyelectrolyte 수복재, glassy 고분자 및 elastomeric 재료 등으로 분류하며 polyelectrolyte 수복재에는 zinc polycarboxylate 시멘트, 글라스 아이오노머 시멘트 및 레진강화형 글라스 아이오노머 등이 있고 glassy 고분자에는 unfilled 레진, poly(methyl methacrylate), coupling 제, polymerizing light cured, dual cured systems 및 composite 레진 등이 있다. 탄성재료에는 가역성 수성콜로이드, 비가역성 수성콜로이드, 탄성체, 축중합형 실리콘, 부가중합형 실리콘, 폴리설파이트, 연성이장재 및 tissue conditioner 등이 있다.

1946년 광복이후 2000년까지 우리나라에서 발표된 치과생체재료학 관련 연구를 원저를 중심으로 보면 모두 1,340편의 논문이 발표되었으며 다시 급속과 합금, 무기재료, 유기재료 및 생물학과 관련된 4분야로 보면 유기재료 관련 연구가 전체의 36.7%를 차지하여 가장 많은 결과가 발표되고 있다. 2001년 6월 국제치과연구학회(IADR)에서 발표된 2,167편의 연제중 467편이 치과재료에 관한 논문이었고 composites 180편, 상아질 결합제 170편, polymer 83편, 시멘트 63편 및 아크릴릭 25편 순이었다.

### 2. 플리카복실레이트 시멘트

1960년대 후반에 접착용으로 개발하였는데 인산

계 시멘트의 강도와 산화아연유지놀계의 생물학적 적합성을 결합한 것으로 주조합금, 도제나 교정용 밴드의 접착, 이장, 베이스 및 임시충전재 등으로 사용한다. 치질에 최초로 화학적 접착을 한 시멘트이며 분말은 인산아연 시멘트의 분말과 유사하다. 조각이 용이하도록 불화주석을 분말에 넣기 때문에 바람직한 항우식 효과를 얻지는 못한다. 인산과 카복실레이트 시멘트의 주된 차이는 용액인데, 폴리아크릴산 공중합체의 수용액으로 글라스 아이오노머 시멘트의 용액과 유사하다. 용액을 동결건조하여 분말에 첨가할 수 있으며 분말은 첨가제를 포함한 물과 간단히 혼합된다. 카복실레이트 시멘트의 음이온성 분자와 치질의 칼슘과 같은 양이온과 원자의 상호작용으로 치질과 접착한다. 분말은 산화아연과 1~5% 산화주석이나 마그네슘, 10~40% 산화알루미늄, 불소나 강화형 충전제 등을 포함하는데 불화주석이나 불화물을 첨가하여 물성을 향상하고 불소를 유출하기도 한다.

용액은 40%의 폴리아크릴산이나 아크릴산 공중



**김철위**  
 서울대학교 치과대학 교수(현)  
 서울대학교 치과대학 학생, 교무학장보  
 및 부설치학연구소 소장  
 국제치과연구학회(IADR) 한국지부회  
 회장  
 보건의료기술정책심의위원회 위원  
 보건의료과학기술연구기획평가단 위원

### Recent Research and Future Status on the Polymeric Dental Materials

서울대학교 치과대학 치과생체재료학(Cheol-We Kim, Department of Dental Biomaterials, College of Dentistry, Seoul National University, 28 Yeongkun-Dong, Chongro-Ku, Seoul 100-799, Korea)

합체와 이타콘산 같은 유기산 용액이며 다량체의 분자량은 30,000~50,000으로 점도는 높다. 캡슐화된 제품의 용액은 약한  $\text{NaH}_2\text{PO}_4$  용액으로 점도를 낮추고 경화를 지연한다. 산화아연은 폴리아크릴산과 반응하여 교차결합구조인 아연-폴리아크릴레이트를 형성하는데 경화한 시멘트는 잔유 산화아연 입자가 무정형 겔 같은 기질과 결합한 것으로 산화아연+폴리아크릴산→아연-폴리아크릴레이트로 구성된다. 경화율은 분말/용액비, 산화아연의 반응성, 입자 크기, 첨가제 및 폴리아크릴산의 분자량과 농도에 영향을 받는다. 접착용에서 분말/용액비는 무게로 약 1.5:1이며 실온에서 작업시간은 2.5~3.5분, 37℃에서 경화시간은 6~9분이다. 물로 혼합하는 재료는 경화시간이 약간 더 길다. 용액은 수소결합에 의해 겔로 변하므로 냉각되지 않게 해야한다. 접착용 인산아연 시멘트보다 점도가 높으나 압력을 줄일 때 인산아연 같은 정도의 유동을 보이며 피막도는 25~35  $\mu\text{m}$ 이다. 접착용에서 압축강도는 55~85 MPa (8,000~12,000 psi), 인장강도는 8~12 MPa (1,100~1,700 psi)이고 강도는 분말/용액비가 무게비로 2:1일 때 최대이며 알루미나나 불화주석 같은 첨가제도 증가한다.

인산아연 시멘트보다 압축강도는 낮으나 인장강도는 훨씬 강하다. 초기 경화 후 강도는 빨리 증가하여 1시간 후는 24시간 후 값의 80%에 도달한다. 탄성률은 6 GPa (850,000 psi)이고 종류수에서 용해범위는 0.1~0.6%이다. 상아질에 대한 부착은 제한적인데 잔사나 오염 때문이다. 깨끗한 스테인레스강, 아말감, 코발트-크롬 및 다른 합금과도 부착하며 결합력은 시멘트의 강도와 연관된다. 치수에 대한 효과는 산화아연유지율과 같거나 더 낫다. 노출된 치수에서의 2차 상아질 형성은 가변적이며 생체적합성의 우수성은 낮은 독성 때문인데 산도가 빠르게 상승하여 중성에 도달하며 폴리아크릴산의 국소화 및 분자 크기에 따른 제한된 확산과 상아질 액과 단백질과의 이온결합과 상아세관으로 최소한 액이동 등의 이유도 있다. 불화주석은 이 반응에 영향을 주지 않고 불소를 유출하며 인접 법랑질에 흡수되어 항우식작용을 나타낸다. 주된 장점은 자극이 적고, 치아와 합금과 부착, 쉬운 조작, 강도, 용해도 및 피막도 등인데 인산아연과 견줄만하다. 단점은 정확한 분배, 즉 다루기가 어렵고 낮은 압축강도와 인산아연보다 높은 점탄성, 짧은 조작시간 및 접착을 위한 깨끗한 표면이 필요하다는 것 등이다.

### 3. 폴리머계 시멘트

메틸 메타크릴레이트계 및 bis-GMA 유형의 방향성 디메타크릴레이트계 등 두 유형의 폴리(메타크릴레이트)가 있다. 유사한 시아노아크릴레이트 단량체-특히 에틸은 가수분해에 대한 안정성 및 생물학적 효과에 의심이 있어 제한된 경우만 사용한다.

#### 3.1 레진 시멘트

Bis-GMA나 우레탄 디메타크릴레이트와 적절한 희석액으로 구성된다. 충전제는 바륨 글라스이며 극소량의 규소 입자를 함유하기도 한다. 마모저항성을 갖도록 충전제를 많이 넣는 경향이 있는데 전체 무게의 약 30~60%를 차지한다. 치질과 접촉하지 않기 때문에 산부식으로 유지력을 얻는다. 자가중합형이나 광중합, 자가중합 및 이중중합 등이 있다. 이중중합 시멘트는 composite나 도재로 제작한 인레이, 온레이, 금관이나 비니어에 사용하는데 빛을 통과하기 때문이다. 금속구조물이나 계속가공의치를 통해 시멘트를 광중합하는 것은 불가능하다. 이중중합 개념은 광선에 조사되지 않은 부분들을 10분 안에 자가중합하여 경화하는 것이다. 임시나 영구적으로 수복물을 접착하기 위해 사용한다.

#### 3.2 아크릴릭

임시 금관가공의치로 사용하는데 의치상 재료나 교정용 레진과 유사한 조성을 하고 있다. 분말은 작은 구슬형태의 PMMA 다량체, 소량의 과산화물 개시제 및 색조제인 산화물로 구성되며 용액은 메틸 메타크릴레이트를 단독이나 다른 메타크릴레이트 단량체와 함께 사용한다. 소량의 아민 활성제를 중합반응의 촉진 목적으로 첨가하며 저장하는 동안이나 작업시간을 위해 중합억제제도 첨가하는데 대부분의 아크릴릭은 화학중합형이며 광중합 composite 의치상 레진과 트레이 레진도 임시수복용으로 사용한다. 또 여러 치아 색을 맞추기 위해 여러 색조의 임시 아크릴릭을 사용하기도 한다.

### 4. 아크릴릭 레진 시멘트

수복물, 페이싱 및 임시 금관의 접착에 사용하는데 분말은 미세한 메틸 메타크릴레이트 다량체나 공중합체로 개시제인 벤조일 퍼옥사이드를 함유한다. 무기물 충전제 및 색소도 넣으며 용액은 메틸 메타크릴레이트 단량체로 아민 촉진제를 함유한다. 단량

체는 다량체 입자를 용해하고 연화하는 동시에 피옥사이드-아민 반응에 의한 자유라디칼 작용으로 중합되는데 경화한 재료는 새로운 다량체 기질로 팽창하고 비용해된 원래의 다량체 입자와 결합한다. 자가 중합형 아크릴릭 레진 수복재와 유사하며 다른 시멘트보다 강도가 높고 용해도는 낮으나 강성이 낮고 점탄성이 있다. 다른 시멘트보다 레진 페이싱이나 폴리카보네이트 금판과 좋은 결합을 하나 수분이 있으면 치아와 결합하지 않으므로 변연누출이 발생한다. 심한 치수반응을 일으키므로 치수를 보호해야 한다. 비교적 강도와 강인성이 높고 용해도가 낮은 장점이 있고 짧은 조작시간, 치수위해 및 변연에서 여분 시멘트 제거의 어려운 단점 등이 있다.

### 5. 강화형 아크릴릭 레진 시멘트

4-META를 메틸 메타크릴레이트에 첨가하고 추가로 상아질과의 화학적 결합을 하는 것으로 알려진 중합 개시제인 트리부틸보란을 넣는다. 특히 비귀금속(Superbond)으로 만든 금속금판이나 브리지의 접착과 상아질 및 composite에 아말감(Amalgambond)을 결합하기 위해 개발되었다. 산화 또는 산부식한 규소 결합 합금 표면과 높은 결합력을 보이거나 아말감과의 전단결합력은 상아질과의 결합력보다 낮고 약 20 MPa의 다른 상아질 결합제와 유사하다. 충전제 함량(<10%)이 낮으므로 물성은 전형적인 아크릴릭 레진과 유사하여 하중 하에서 높은 변형을 보이고 강도는 중정도이다. 금판 및 브리지 접착에 많이 사용하나 영구성은 없고 술식에 민감하다.

### 6. 디메타크릴레이트 시멘트

최근 개발된 bis-GAM계로, 방향성 디메타크릴레이트와 다양한 양의 세라믹 충전제를 포함한 다른 단량체의 결합으로 구성된다. 기본은 composite 수복재와 유사하나 두 종의 점도가 높은 용액과 페이스트 및 분말/용액으로 공급된다. 금판, 브리지 및 비니어의 접착에 사용한다. 화학(자가) 중합형, 가시광선 중합형, 화학 및 광중합형 등으로 분류하며 이중중합형은 광조사가 어려운 부위의 완전한 경화를 위해 고체화 및 광중합이 빠르므로 선호한다. 분말은 미세한 보로실리케이트나 규소유리로 미세한 다량체 입자와 유기 피옥사이드 기시제와 함께 존재

한다. 용액은 bis-GMA 및 디메타크릴레이트 단량체로 중합을 위해 아민을 함유한다. 어떤 재료는 단량체와 인산이나 카복실기같은 부착기를 함유하는데 상아질 결합제와 유사하다. 두 개의 페이스트의 전체 조성은 유사하나 단량체와 충전제를 합쳐 두 페이스트로 된다. 광중합형 및 이중중합형은 빛에 민감한 중합제인 다이케톤(예; 캄포로퀴논)과 아민 개시제를 넣고 화학중합제를 첨가한다. 혼합하면 단량체가 중합하여 높은 교차결합상태의 composite 레진을 생성한다.

적절한 조건하에서도 단량체 변환은 완전하지 않으므로 이상적인 물성을 위해 조작은 중요한데 광중합형 및 이중중합형에서 빛을 최대한으로 조사하는 것이 바람직하다(60초). 최대 물성은 중합 후 약 10분 후며 이후 24시간은 약간의 변화만 발생한다. 제품에 따라 중합방법과 충전제 함량이 20~80%로 다르고 특정 조건에서 용해도도 다르다. 압축강도는 100~200 MPa(14,000~28,000 psi), 간접인장강도는 20~50 MPa(3,000~7,000 psi)로 미세경도도 다르다. 이 값은 재래형보다 높으므로 잘 맞는 금판에서 높은 유지력을 보인다. 적절한 접착력은 유동성, 접착능력 및 피막도에 의존하는데 많은 레진 시멘트는 부적합한 높은 피막도를 보인다. 치아에 적실성과 결합력 증가를 위해 상아질 결합 전처리제를 사용하기도 한다. 특히 도재를 포함한 접착에 많이 사용하나 영구성은 의문이다. 레진 시멘트 결합은 반복적인 피로응력에서는 실패하기 쉽고 산부식 금속 수복물을 화학중합형 시멘트로 접착한 경우 평균수명은 약 8년이다. 반응성 상아질 결합제를 사용한 환자에서 알리지 반응을 보고하기도 하였는데 피부 접촉은 금해야 한다. 치수의 병변은 부적절한 장착, 중합수축 및 미세누출에 기인하며 모든 유형에서 치아과민성과 실패에 영향을 주는 미세누출을 보인다. 미세누출은 상아질 결합제를 사용한 경우 가장 적었다. 높은 강도, 낮은 구강내 용해도, 법랑질, 상아질, 합금 및 도재표면과의 미세한 기계적(화학적 결합도 가능) 결합 등의 장점이 있고 시술시 밀봉의 어려움, 재래형 시멘트보다 높은 피막도, 누출과 치수의 과민성 및 여분의 시멘트를 제거하기 어려운 단점 등이 있다.

### 7. 글라스 아이오노머 시멘트

1970년대 개발된 것으로 실리케이트와 폴리야크

릴레이트계를 합한 것이다. 산반응성 글라스 분말을 폴리아크릴산 용액과 같이 사용하면 투명하고 강한 시멘트를 형성하는데 접착 및 충전용으로 사용한다. 주조합금, 도재, 교정용 밴드, 이장재, 베이스 및 특히 침식된 외동의 수복재로 사용한다. 분말은 산에 녹는 칼슘-알루미늄 규소 글라스를 함유하며 용액은 폴리아크릴산의 공중합체와 이타콘산(또는 말레산)이다. 조작시간을 조절하기 위해 소량의 타르탈산을 용액에 첨가하여 경화시간을 단축한다. 원래 폴리아크릴산은 글라스 아이오노머에만 사용하였는데 중합체는 저장기간중 증발하여 점성을 증가하는 경향이 있다. 공중합체는 점도가 증가하지 않아 더 안정하다. 수복재, 베이스, 이장재 및 접착제는 모두 같은 화합물이고 불소를 방출하고 또 폴리카복실레이트 같이 치질과 화학적으로 부착한다. 분말과 용액의 조합을 다르게 하여 시멘트의 다른 형태를 만든다. 분말은 미세하게 갈아 만든 칼슘 알루미늄 실리케이트 글라스로 입자크기는 충전용은 약 40  $\mu\text{m}$ , 접착용은 25  $\mu\text{m}$  이하이다. 어떤 제품(Zionomer Liner)은 산화아연을 포함한다. Ketac-Silver는 물성 증가를 위해 글라스에 은입자를 융합한 것으로 용액은 50%의 폴리아크릴릭-이타콘산 혹은 5%의 타르탈산을 포함한 폴리카복실산 공중합체이다. 10~20%의 은, 은합금 혹은 스테인레스강을 넣은 제품도 있고 또 다른 경우 고체 공중합체를 분말에 첨가하고 용액은 타르탈산을 포함하는데 모든 성분을 분말에 포함하고 단지 물과 혼합하는 경우도 있다. 혼합할 때 폴리아크릴 및 타르탈산은 글라스와 반응하여 칼슘이나 알루미늄 이온을 유리하고 다중산 분자를 교차결합하여 겔을 만든다. 타르탈산은 조작시간을 증가하고 금속이온 결합체를 형성하여 경화를 촉진한다. 조성차이는 경화율과 특성에 영향을 주는데 최근 연구는 시간경과에 따라 폴리겔 안에 폴리실케이트 기질도 생성한다고 한다. 새로운 강화형 아이오노머 시멘트의 산-염기 경화반응은 수용성 폴리머와 중합성 단량체를 첨가하여 강화하였다. 아크릴산의 공중합체와 용액의 메타크릴레이트 단량체는 경화할 때 산-염기 반응을 하며 메타크릴레이트를 통해 광중합할 수도 있다. 빠르게 중합하므로 높은 초기강도 및 수분저항성을 보이는데 어떤 제품은 폴리머 성분을 함유하며 최소한의 산-염기 반응을 나타낸다. 어떤 광중합형 수복용 글라스 아이오노머 시멘트는 상아질 전처리제를 사용하며 결합은 화학반응이나 표면침투에 의존한다. 어떤 혼성 아이오노머

시멘트(Vitremer Luting Cement)는 금관, 교정장치 및 코어의 영구접착에 사용한다. 광중합형은 가시광선을 조사할 때 30초에 경화하며 산-염기 반응은 서서히 진행하여 시간경과에 따라 물성은 증가한다. 피막도는 25~35  $\mu\text{m}$ 로 만족할 결과이나 유동은 분말/용액비에 많이 의존한다. 접착용에서 압축강도는 24시간 후 제품에 따라 90~140 MPa(13,000~20,000 psi)이고 인장강도도 6~8 MPa(900~1,100 psi)로 증가한다. 탄성률은 약 7 GPa(900,000 psi)이고 이장용의 압축 및 인장강도는 광중합형과 유사하여 압축강도는 150~160 MPa(21,000~23,000 psi), 인장강도는 10~12 MPa(1,400~1,700 psi)까지 도달이 가능하다.

어떤 광중합형은 더 강인하여 탄성률이 낮다. 수복재의 압축강도는 140~180 MPa(20,000~26,000 psi)이고 광중합형의 압축강도는 200 MPa 정도의 높은 값을 보인다. 광중합형의 경우에 특성은 중합 깊이에 의존한다. 용해도는 접착용은 1%이며 젖산에서는 더 증가하여 구강에서는 용해에 대한 높은 저항을 보인다. 재래형 시멘트는 불화인산염 예방용액에 의한 침식을 보이므로 이 용액은 사용하지 않아야 한다. 광중합형 글라스 아이오노머는 수개월에 걸쳐 물을 흡수하여 팽창하며 강도와 강직성은 감소한다. 법랑질, 상아질 및 합금과 폴리카복실레이트 아연 같은 방법으로 결합하며 부착은 가변적이고 표면상태에 의해 영향을 받는다. 경미하고 가변적인 변연누출도 관찰되며 재래형의 상아질에 대한 결합은 폴리아크릴산 용액의 침투로 증가하지는 않으나 광중합은 상아질 전처리제의 사용에 의존한다. 이장재와 수복재의 치수반응은 양호하며 시술후 과민성을 포함한 다양한 반응을 보이는데 초기의 낮은 산도가 지속되는 것 및 독성이온의 효과와 관련이 있다. 조작미숙과 변연누출에 의한 박테리아 침투를 받을 수 있는데 불소유리와 인접 법랑질의 흡수는 적어도 1년간 지속되어 항우식작용을 한다. 항균작용은 초기의 낮은 산도 및 은과 다른 이온의 유리에 의한 것이고 광중합형은 더욱 큰 세포독성을 보인다. 장점은 쉬운 혼합, 높은 강도 및 강직성, 불소유리, 산용해에 대한 좋은 저항성, 부착특성 및 투명성 등이고 단점은 초기경화 지연, 수분민감성, 가변적인 부착특성, 방사선 투과성 및 치수과민성 등이다. 불소를 포함하는 이온-여과가 가능한 칼슘 알루미늄 실리케이트 유리분말과 폴리알케노산의 반응으로 형성된다. 글라스 아이오노머의 ISO 공식용어는 글라스

폴리알케노에이트 시멘트로 그 주성분을 의미한다. 최근 글라스 아이오노머의 개발은 전형적 글라스 아이오노머 시멘트에서 강화한 composite 레진으로 그 이용이 증가하였다. 여러 산-염기 비율과 자유 반응기 반응으로 경화나 온성되도록 한다. 산 분해가 가능한 글라스와 수용성 산이 중화반응으로 경화하는 물질에 국한하여 사용하며 글라스 폴리알케노에이트와 글라스 폴리포스포네이트를 개발하였다.

### 8. 레진 강화형 글라스 아이오노머

HEMA 레진을 소량 첨가하여 강화한 것으로 부분적으로는 산-염기반응이나 광화학적 중합으로 경화한다. 또 몇 재료에서 레진 성분의 중합은 화학중합시기와 관련된다. 글라스 아이오노머는 물을 포함하는데 결합이나 자유롭게 존재하므로 수분 기저라고 한다. 경화 초기는 여분의 수분을 받아들여 칼슘 폴리아크릴레이트를 형성하여 상당히 용해성을 띠고 있어 씻겨 나갈 가능성이 있다. 또 경화중 공기에 노출되면 수분이 빠르게 제거되어 물성은 감소한다. 글라스 입자의 표면에서 여분의 칼슘을 제거하는 제조과정으로 최소화할 수 있고 그 결과 경화과정 초기는 수분에 안정성이 있으나 경화가 빠른 상태에서는 투명성이 감소한다. 경화과정에서 변형은 HEMA, 광개시제나 다른 레진 입자를 사용하는 광중합기전과 반응성인 화학제를 포함하는데 화학반응 초기 단계는 글라스와 폴리알케노산 사이의 산-염기 반응으로 반응한다. 그러나 광활성을 발생하는 순간에 수분오염은 제거된다. 폴리아크릴레이트 사슬의 생성은 같은 형태로 계속될 것이나 낮은 속도로 경화한 레진의 보호막하에서 발생한다. 광중합으로 경화하지 않은 시멘트는 자가중합으로 경화하여 동일한 물성을 갖고 산화-환원 반응으로 남아있는 경화하지 않는 레진은 자가 중합하고 수복물은 완전히 경화한다.

이론상 산-염기 중화반응, 자유반응기의 메타크릴레이트 경화 등 두 유형의 경화반응이 발생하는데 이 두 경화반응은 2개로 분리된 기질의 형성 즉 아이오노머염 하이드로젤과 폴리-HEMA 기질의 형성으로 이 시스템은 완전한 산-염기 반응을 방해한다. 두 번째는 다중 교차결합으로 메타크릴레이트기는 폴리알케노산의 카복실레이트의 적은 부분을 대체하고 2개의 가능한 기질의 분리를 방지한다. 중합체

사슬의 교차결합은 산-염기 반응, 광중합기전(캡포로키는 같은 광개시제가 있는 경우) 및 산화-환원 반응(레진 자가중합 기전) 같은 반응으로 발생한다. 광활성제의 적용은 빛이 침투할 깊이까지 신속하게 경화한다. HEMA와 중합체의 메타크릴레이트기의 광 교차결합을 발생하여 수복물은 경화하나 완전한 물성은 산-염기 반응을 계속하는 수일동안 이루어질 수는 없다(속도는 감소하여도 자가중합 재료와 같은 방식으로). 두 재료의 혼성물을 근간으로 하는 재료로 가장 간단한 형태는 분말과 액으로 구성되며 중합반응(광중합의 경우도 포함)을 하기 위하여 혼합한다. 수복용 레진-강화형 글라스 아이오노머의 가장 사용하기 편한 형태는 제조사에서 정한 분말/액의 비율로 캡슐 형태를 제작하고 수초 안에 기계적으로 혼합한다. 분말은 일차로 이온-용해성 유리로 구성되는 반면, 액은 메타크릴레이트 레진은 중합으로 경화하도록 하거나, 폴리산은 이온-용해성 유리와 반응하여 산-염기 기전으로 경화하거나, 친수성 HEMA는 레진과 산성 성분이 수용액에서 동시에 존재하며 중합반응에도 관여하거나, 물은 산성 성분을 이온화하여 산-염기 반응을 하는 필수 성분이다. 다른 부가 성분은 중합 활성제와 안정제로 일부 제품은 폴리산과 디메타크릴레이트를 수용액에 함께 혼합하여 단순히 조성한 경우도 있으나 대부분은 단일중합체 사슬에 활성군으로 메타크릴레이트와 산성군으로 조성한 특수 레진을 함유하고 있다. 이 레진은 HEMA에 의한 에스테르화로 폴리아크릴레이트에 있는 산성군의 일부가 메타크릴레이트군으로 대체하여 형성된다. 시멘트의 분말과 액 성분을 서로 혼합하면 산-염기 반응 즉시 시작하고 산성군은 수분의 존재 하에서 유리와 반응한다. 반응을 시작할 수 있는 자유기를 충분히 형성하는대로 일차 경화반응으로 중합하는데 광중합형인 경우는 광조사하는 시간과 일치한다. 광원은 composite에 사용하는 것과 동일한 유형이다. 대부분 레진-강화형 글라스 아이오노머는 활성화하거나 하지 않아도 중합이 가능한 활성제를 함유하고 있다. 화학적 활성 중합이 중요한 역할을 하는 경우 산-염기 경화, 광-활성 중합, 화학-활성 중합 등 세 가지 경화기전이 있다.

마지막 중합과정은 dark cure라고 하나 본질은 화학중합형 composite에서 볼 수 있는 화학적 활성 경화와 유사하다. 어떤 경우 혼합하면 미리 캡슐에 담은 퍼슬페이트/아스코브산 산화-환원 반응 촉매 시스템을 유리하여 광원이 없는 상태에서 중합을 할

성화한다. 강화형 composite와 레진-강화형 글라스 아이오노머 모두 유리 성분은 방사선조영성이 있는 중금속(예: 스트론튬)을 함유하도록 대부분의 재료를 변형하고 있다. I형(합착제)은 합착용 시멘트로서 흐름성이 좋고 피막 두께가 얇다. 최대 입자 크기가 15  $\mu\text{m}$  이하인 글라스를 사용한다. 방사선 불투과성도 필요한데 스트론튬이나 란탄으로 칼슘을 대체하여 얻을 수 있다. 반투명도가 필요하지 않는 경우 도성합금-아이오노머나 산화아연과 혼합된 글라스를 사용한다. II형(심미 충전)은 심미성이 중요한 전치부 수복물 경우 반투명도가 알아야 한다. 글라스나 도성합금-아이오노머를 사용할 수 없고 실리카/알루미나 비율이 높으면 글라스는 투명해지나 천천히 경화되는 경향이 있다. II형(강화형 충전)은 II형 재료의 도성합금(글라스-금속) 유도체를 포함하며 심미적이지는 않으나 마모저항이 더 크다. III형(이장재, 기저재 및 치면열구 전색제)은 강도 및 방사선 불투과성이 중요하다. 반투명도가 중요하지 않으면 입자가 미세한 글라스를 사용한다. 산화아연은 이 시스템을 완충하고 방사선 불투과성을 높이므로 첨가하기도 하나 강도가 약해진다. 도성합금-아이오노머를 사용할 수 있다. III형은 비심미성 글라스 아이오노머를 포함하는데 몇 재료는 매우 빨리 경화하여 적층충전이나 샌드위치 기법에 사용할 수 있다.

글라스 아이오노머의 광개시를 가능하게 하는 변형은 이 시멘트가 수분 흡수에 즉시 저항하며 수분 손실을 보호할 수 있는 급속경화라 할 수 있는 것을 의미한다. 광개시 촉매제뿐 아니라 5~15%의 HEMA를 첨가하는 것은 통상 산-염기 반응을 계속하는 동안 수분에 용해하지 않는 칼슘폴리아크릴레이트 사슬의 보호에 도움이 된다. 그러나 글라스 아이오노머는 5~7일 이상 신속하게 수분을 흡수하는 하이드로겔을 형성하고 팽창과 염색의 흡수를 가능하게 한다. 적절한 광활성 후 경화반응을 방해하지 않고 고속으로 공기-물 스프레이 하에서 연마할 수 있다. 그러나 2주까지는 수복물이 탈수될 수 있다. 또 낮은 점성을 가진 레진 실런트로 연마한 수복물과 새로 수복한 수복물에 봉인하여 노출된 기포와 흡을 채워 좀더 매끈한 표면을 얻을 수 있다. 글라스 아이오노머는 20년 가까이 사용한 경험이 있으며 많은 장점이 있어 수복치과학에서 이용이 가능한 재료이다. 이온교환접착은 유일한 것으로 특히 다른 수복물에서 미세누출의 문제가 있는 경우 유용하다.

Composite 레진의 미세한 기계적 접착이 치과학에서 가장 강한 결합이며 변연 주위의 법랑질의 상태와 강도에 따라 다르다. 글라스 아이오노머는 불소 저장소로 작용하고 수복물을 사용하는 동안에도 그러할 것이다. 콤포머는 수분을 흡수하는 초기 단계에서는 불소 유출이 낮으나 계속 유출하지는 않는다. 항균성과 재석회화의 촉진은 글라스 아이오노머에서 입증된 바 있는데 생체적합성과 최소화한 와동 설계의 유용성은 이 특성에 기인한다. 글라스 아이오노머는 비교적 짧은 기간 동안에 많이 발전하였고 그 사용범위와 대중성은 상당히 넓어졌으며 앞으로 오랫동안 치과수복물의 중요한 부분이 될 것이다.

## 9. 폴리산 강화형 Composite 레진(콤포머)

글라스 아이오노머의 주요 성분 포함 여부에 따라 분류하는데 어떤 농도에서는 어두운 곳에서 산염기 경화반응을 할 수 없다. 즉 광중합 없이는 경화하지 않는데 이것은 글라스 아이오노머로 분류하지 않고 폴리산-강화형 composite 레진이라고 하며 흔히 콤포머라고 한다. 사용 후 얼마동안 산-염기 반응을 하지 않기 때문에 치아와 결합하지 않는다. 같은 이유로 글라스 아이오노머의 불소보존 효과는 없으나 수개월 후 소량의 불소를 유출한다. 콤포머와 글라스 아이오노머의 차이는 산-염기 반응으로 적절한 시간에 어두운 곳에서 경화할 수 있는 능력이다. 일부 제품은 필수적으로 불소 유리를 촉진하기 위하여 이온-용해성 알루미늄노실리케이트 유리로 대체한 충전제를 함유한 레진-기질 composite이다. 경화하는 동안 산-염기 반응은 하지 않고 메타크릴레이트군(광중합형)의 자유기와 중합하여 경화한다. 일부 재료에서 레진과 부가적으로 정상적인 디메타크릴레이트는 유리와 산-염기 반응을 하기 위하여 산성(알케노)군을 포함하고 있는데 이 제품을 산-강화형 composite라고 한다. 콤포머라고도 하는데 일차 경화반응은 레진인 메타크릴레이트군의 중합에 의한 다. 강화한 레진의 산성 부분은 수분이 존재하지 않기 때문에 유리와 산-염기 반응을 할 수 없다. 강화한 레진과 유리는 사용하기 전 미리 혼합한 상태로 보관하기 때문에 수분의 배제는 조기경화를 방지하기 위하여 필수이다. 수분방지 호일이 있는 용기를 각각 작은 주사기로 포장하여 수분을 방지한다. 중합으로 경화된 후 레진은 수분을 흡수하고 산성군

은 이온화하면서 산-염기 반응을 한다. 이 과정은 불소를 유리하도록 유리 입자 표면과 반응시키도록 한다.

## 10. 치면열구 전색제

치면열구 전색제로 치과용 composite의 레진 성분을 사용하는데 레진은 bis-GMA (2,2-bis[4(2-hydroxy-3-methacryloxy-propoxy)phenyl]propane)과 triethyleneglycol dimethacrylate로 구성된다. 다른 단량체를 첨가하여 bis-GMA의 점도를 감소시키고 유동성을 증가시켜 혼합을 용이하게 한다. 모든 단량체는 중합과정에 작용하는 탄소의 이중결합(C=C)을 함유한 화학구조를 하고 있다. 중합반응은 활성제(아민)와 중합개시제(퍼옥사이드)를 포함하는 두 용액을 동량으로 혼합한다. 레진 용액을 산부식한 치아에 적용하면 1.5~2분 후 경화하므로 작업시간은 충분하다. 레진을 중합하는데 두 번째 방법은 가시광선을 이용하는 것으로 중합반응을 유발하는데 필요한 화학개시제는 가시광선을 조사할 때까지 활성화되지 않으므로 혼합이 불필요하며 한 성분으로 공급된다. 작업시간이 충분한 장점이 있고 또 혼합할 필요가 없으므로 이중-성분 자가중합형에 비하여 기포가 적다. 광중합형의 표면경도는 자가중합형보다 더 우수하다. 산소는 플라스틱 재료의 경화를 방해하는데 광중합형은 자가중합형보다 이 영향을 덜 받으므로 자가중합형보다 표면은 더 단단하다. 자가중합형과 광중합형의 유지율은 유사하다. 저작력으로 마멸하여 전색제의 일부가 소실되는데 시술 후 6개월 동안 전색제는 15% 소실한다. 전색제를 강화하기 위해 단량체에 유리 충전제 입자를 첨가하는 시도를 하였는데 마모 저항을 가진 유동성이 우수한 composite를 만든다. 전체적 마멸효과는 불명확하나 충전제가 함유된 전색제의 강도와 마모저항은 더 우수하다. 충전제를 함유한 레진의 장점은 불투명도가 증가하여 구강 내에서 투명한 전색제보다 더 쉽게 관찰할 수 있다.

대부분 치면열구 전색제는 빛이나 유기아민으로 중합을 촉진하는 bis-GMA나 우레탄 디메타크릴레이트이다. 유지를 위하여 부식법랑질뿐 아니라 치면열구에 침투할 수 있도록 흐름성이 높다. 가시광선(420~450 nm의 파장)으로 중합하는 전색제는 혼합하지 않는 단일 조성 시스템이며 레진은 디메타크

릴레이트 단량체이고 중합은 유기아민으로 디케톤 같은 촉진제로 개시한다. 내구성을 높이기 위해 무기 충전제를 50%까지 포함한다. 교차결합하기 위한 중합체가 되기 위하여 중합광에 노출되면 dimethacrylate + diluent + activator → sealant 와 같은 반응을 한다. 유기아민 촉진제로 중합하는 전색제는 두 조성의 시스템으로 시판되는데 한 조성은 단량체와 벤조일 퍼옥사이드 개시제를 넣고 다른 조성은 5% 유기아민 촉진제와 희석한 단량체로 두 조성을 치아에 도포하기 전 충분히 혼합한다. 글라스 아이오노머 수복제를 치면열구 전색제로 사용할 수 있는데 불소를 함유하고 장시간 불소를 서서히 유출하는 장점이 있다. 그러나 레진계 전색제보다 쉽게 마멸하고 깨지는 경향이 있어 선호하지 않으며 유지율이 낮아 3년 안에 84%가 부분적으로 깨지거나 마멸한다. 충전제 유무와 관계없이 자가중합형 전색제는 5년 후 10%만이 부분적으로 소실되므로 글라스 아이오노머와는 비교할 수 없다. 글라스 아이오노머는 레진계보다 치아우식증을 감소하는 능력은 비슷하거나 우수하다. 글라스 아이오노머는 단기간에 소실되나 단기간 동안에는 레진계와 유사하며 장기적으로는 레진계 전색제의 유지가 좋다. 유지력과 불소유리를 위하여 불소와 충전제를 함유하는 전색제를 개발하였는데 충전제안에 불소를 넣거나 또는 첨가제로 불화나트륨을 사용한다. 불소를 함유하지 않는 레진과 유사하게 법랑질에 접촉하며 결과도 유사하다. 유리 불소를 법랑질로 유입하기 때문에 주변 치아구조에서 탈회가 감소한다. 처음 며칠간은 빠른 속도로 불소를 유출하나 그 이후는 감소하여 일정한 속도로 유출하는데 유리하는 불소는 글라스 아이오노머보다 양은 적지만 그 기전은 유사하다.

## 11. 의치상 중합체

의치상은 연조직과 접촉하고 인공치를 포함하지 않는 의치의 일부분으로 1940년 전까지 경질고무를 의치상 중합체로 사용하였는데 현재는 아크릴릭 레진을 사용한다. 의치상 제작에 사용하는 중합체는 구강 내에 장착하는 동안 연화나 변형되지 않도록 유리전이온도( $T_g$ ) 계수가 높아야 한다. 구강 내 온도변화는 32~37 °C이나 환자는 70 °C의 뜨거운 물도 마실 수 있기 때문에 끓는 물에도 결함이 발생하지 않는 의치이어야 한다. 장기간 장착하였을 때도

형태가 변하지 않는 크기 안정성을 지녀야 한다. 크기의 불안정을 발생하는 요인은 열연화, 내부응력의 해소로 인한 변형, 중합의 지속 및 수분흡수 등이 있다. 의치는 가능한 '가벼워야' 하므로 이상적인 재료는 비중이 낮아야 한다. 높은 열전도성은 구강점막의 건강을 유지하고 차고 뜨거운 자극에 정상적으로 반응하도록 한다. 만약 의치상이 열절연체라면 뜨거운 음료를 마시고도 알지 못하여 인두나 장기에 손상을 줄 수 있다. 의치상은 방사선 조영성이어야 하며 방사선 촬영으로 판별이 가능하여야 한다. 교통사고 같은 경우 의치나 의치의 일부를 삼킬 수 있어 초기에 방사선 사진으로 투영할 수 있다면 적절한 치료를 할 수 있다.

의치상은 단단하여야 하며 탄성률이 높으면 장점일 수 있다. 탄성계수가 높아 저작할 때 응력을 견디어 영구변형하지 않아야 한다. 탄성률과 탄성계수가 모두 높으면 의치상을 얇게 제작할 수 있다. 상악의치는 만곡작용으로 의치의 정중선 부분이 파절되기 쉬우므로 충분한 만곡강도를 지녀 파절되지 않도록 한다. 이 파절은 작은 만곡응력에 의한 계속된 피로로 발생할 수 있으며 장기간의 하중으로 발생한 조그만 균열이 원인이 될 수도 있으므로 적절한 피로 회복과 높은 피로한계 계수를 지녀야 한다. 마모 저항이 충분하여 의치세척제나 음식물로 인한 마모를 방지해야 한다. 마모성 마멸의 정도는 물체의 표면경도가 일차적으로 중요한 요인이며 화학적으로 불활성이고 구강액에 불용성이며 물이나 타액은 물성변화와 비위생을 야기할 수 있으므로 흡수되지 않도록 한다. 취급하는 사람에게 해가 없어야 하며 온성 후에도 독성이 없고 무해하여야 한다. 구강액에서 불용성이며 흡수 후에도 세균이나 곰팡이의 증식이 없어야 한다.

## 12. 의치상용 아크릴릭

표 1과 같이 분말과 용액으로 구성된다. 분말의 주성분은 지름이 100  $\mu\text{m}$ 인 폴리메틸 메타크릴레이트 비드이며 전분이나 카복실메틸셀룰로스 용액에 개시제를 함유한 MMA (메틸 메타크릴레이트) 단량체가 작은 물방울 형태로 부유하는 현탁액 중합과정으로 제조한다. 과산화물을 분해하기 위하여 온도를 올리고 MMA를 중합하여 폴리메틸 메타크릴레이트 비드를 형성한 다음 실온에서 유동성이 높은

분말로 만든다. 분말에 넣은 개시제는 과산화물로 비드를 만든 후도 미반응물로 남아있는데 제품을 완성한 후 과량의 과산화물을 더 첨가한다. 폴리메틸 메타크릴레이트는 투명하며 유리 같은 중합체로 의치상 제작에 사용하는데 보통 색소와 불투명제를 첨가하여 생동감을 주도록 한다. 미세한 착색성유를 사용하여 혈관모양을 나타내도록 하는데 이 색소는 색조 안정성이 우수하나 의치상에서 소량의 카드뮴을 유출한다. 카드뮴 화합물은 독성위험은 있으나 카드뮴염을 점차 다른 안정물질로 대체한다. 용액의 주성분은 MMA 단량체로 투명하며 무색이고 끓는 점은 100.3  $^{\circ}\text{C}$ 이고 실온에서 비교적 높은 증기압으로 독특한 냄새가 난다. MMA는 부가중합하는 자유기에 매우 민감한 단량체이다. 분말과 용액을 혼합하면 열중합이나 화학중합을 하여 MMA 단량체가 폴리메틸 메타크릴레이트를 형성하는 중합과정으로 의치상은 온성한다. 용액은 보통 교차결합제를 함유하는데 주로 사용하는 것은 에틸렌 글라이콜 디메타크릴레이트로 이 화합물은 경화한 재료의 물성을 향상한다. 용액의 억제제는 유효기간을 연장한다. 억제제가 없다면 용액에서 무작위로 형성하는 자유기에 의하여 실온이나 그 이하에서 단량체의 중합과 교차결합제의 중합은 서서히 발생할 수 있다. 이러한 자유기가 일단 형성되면 용액의 점도는 증가하고 경화된다.

억제제는 하이드로퀴논의 유도체를 액 속의 자유기와 급격히 반응하여 자유기를 안정화하므로 중합반응이 발생하지 않도록 한다. 자유기 산물은 비교적 안정한 형태로 실온에서 MMA의 중합이 나타나지 않도록 한다. 자유기의 안정성은 비공유 전자가 산소원자에 고립한 것이 아니라 환구조의 여러 곳에 위치하기 때문이다. 가시광선이나 자외선 조사는 화합물을 활성화하여 자유기를 형성하므로 광조사를 하지 않도록 하는 것이 좋다. 활성화제는 자가-온성이나 저온성 재료에만 함유하고 열온성 의치상에는 넣

표 1. 아크릴릭 의치상재료의 조성

분 말	중합제 개시제 색 소	폴리메틸 메타크릴레이트 구슬 벤조일 퍼옥사이드(약 0.5%) 카드뮴염, 철 또는 유기염료
용 액	단량체 교차결합제 억제제 활성제	메틸 메타크릴레이트 에틸렌 글라이콜 디메타크릴레이트(약 10%) 하이드로퀴논(미량) <i>N,N'</i> -디메틸- <i>p</i> -톨루이딘(약 1%)



지 않는다. 활성제의 역할은 분말의 과산화물과 반응하여 단량체의 중합반응을 야기하는 자유기를 형성한다.

### 13. 수성콜로이드

콜로이드는 용액내의 미세입자(1  $\mu\text{m}$  이하)의 현탁액으로 용액이 물인 경우 수성콜로이드라 한다. 치과용으로는 물에 polysaccharide 입자가 현탁액을 만들고 있는 두 종의 인상재를 사용한다.

#### 13.1 가역성 수성콜로이드(아가)

아가는 액체용액이나 줄에서 고무 같은 겔로 변화하므로 가역성 수성콜로이드라 한다. 변환은 물리적 변화이며 화학반응을 포함하지 않아 가역성이다. 플라스틱 튜브에 들어 있거나 구강 내에 직접 사용할 수 있도록 주사기에 넣고 있다. 실온에서 아가는 겔이나 고무 같은 고체상태로 분자는 길고 얇은 섬유소 형태로 결합하여 단단하고 탄성이 있는 겔을 형성한다. 주성분은 물이며 섬유소 사이 모든 공간을 차지하고 약간의 붕사와 황산칼륨을 첨가하여 강도를 증가하고 석고모형이 단단한 표면을 갖도록 한다.

#### 13.2 비가역성 수성콜로이드(알지네이트)

알지네이트는 해초에서 유래된 것으로 분말로 구성된다. 적당 양의 물이나 다른 성분과 혼합하여 화학반응으로 경화하는 것에서 아가와 다르다. 분말은 알긴산소다로 반응을 위한 황산칼슘, body 및 강직성을 위한 충전제를, 적절한 작업시간을 위해 반응을 지연하는 인산소다 및 석고, 모형의 표면을 좋게 하기 위한 황산칼륨 등을 사용한다. 알긴산소다는 수용성이며 혼합할 때 아가줄과 유사한 줄을 형성하는데 시간이 지남에 따라 알지네이트 고분자 사슬이 칼슘 이온으로 교차결합을 하면서 겔로 변한다. 인산소다는 적절한 작업시간을 주기 위해 반응을 지연한다. 흔히 4차 암모늄 화합물 같은 첨가제를 넣기도 하는데 이론적으로는 소독과정을 도와준다. 분말에는 규소입자가 함유되어 있어 흡입할 때 위해성이 있어 최근에는 알지네이트 분말은 흔들어도 분진이 발생하지 않도록 특수성분으로 표면을 감싸고 있다.

### 14. 탄성체(Elastomers)

폴리숄파이드, 축중합형 실리콘, 부가중합형 실리

콘 및 폴리이더 등 4종의 기본유형이 있는데 부가중합형 실리콘을 폴리비닐 실록산이라고도 한다. 우레탄 중합체를 기본으로 한 광중합형 인상제도 사용할 수 있다. 용도에 따라 몇 점도로 나누는데 각 유형별로 서로 다른 점도로 점성을 증가하기 위해 첨가하는 충전제의 양은 차이가 있다. 충전제의 양이 증가할수록 점도는 증가하고 유동성과 수축은 감소한다. 점성에 따라 경형, 중간 및 중형(重型)으로 분류하는데 경형은 치아의 미세한 부분을 인기하기 위한 주사기용으로 사용한다. 중형은 점성이 낮고 탄력성이 큰 경형 재료이고 중간형은 중간 정도의 점성이며 경형같이 주사기에 담아 사용할 수 있다.

#### 14.1 폴리숄파이드

탄성체중 가장 오래되었으나 경제적이고 정확하고 안정성은 없다. 기저 페이스트와 촉매 페이스트 등 두 개의 튜브로 구성되는데 모두 액체의 폴리숄파이드 중합체를 포함하며 많은 -SH기를 갖고 있는 긴 사슬형태의 유기중합체이다. 이 화합기를 메르캅탄이라 하며 폴리숄파이드를 보통 메르캅탄이라고도 한다. 액체상태의 중합체를 규소입자 같은 충전제와 혼합하여 페이스트로 만드는데 페이스트의 혼합 및 조작성을 개선하기 위해 여러 오일을 첨가한다. 촉매 페이스트는 베이스 페이스트와 달리 이산화납 촉매나 약간의 황을 함유하는데 페이스트에서 탄성고무로 변환하는 화학반응을 증가한다. 화학반응은 축합반응을 통해 폴리머가 교차결합(예:  $-\text{SH} + -\text{SH} \rightarrow -\text{S}-\text{S}-$ )하며 고무를 생성한다. 이산화납의 색상 때문에 촉매 페이스트의 색은 갈색이며 이 페이스트는 폴리숄파이드 인상재의 독특한 냄새가 있고 의류와 피부에 닿으면 착색된다. 기저 페이스트는 색소가 섞인 흰색이며 의류를 염색한다.

#### 14.2 축중합형 실리콘

실리콘 폴리머에서 만드는데 두 개의 페이스트나 페이스트-액체로 구성된다. 모든 페이스트는 많은 수산화기를 함유하고 있는 폴리디메틸실록산 분자에서 만든 액체 실리콘 폴리머를 포함한다. 폴리숄파이드와 같이 액체에 충전제를 첨가하여 페이스트로 만든다. 베이스 페이스트는 *ortho*-알킬실리케이트라는 중요한 유기분자를 포함하는데 이 분자는 고분자 사슬이 교차결합을 이루게 하여 페이스트를 단단하고 체적안정성이 있는 고무로 바뀌게 한다. 촉매 페이스트는 베이스와 같은 성분을 함유하고 촉매인 tin octoate를 포함 한 두 개 페이스트는 식별을 쉽게 하기 위해 서로 다른 색소를 첨가한다. 페이스

트-액체 형태는 액체에 촉매라는 표시가 되어있고 치과용 및 의학용 실리콘은 tin octoate 촉매로 형성되어 비교적 독성이 없다.

#### 14.3 부가중합형 실리콘

폴리비닐실록산이라 하는데 실리콘 폴리머가 많은 비닐기(C=C)를 포함하고 있기 때문이다. 이 비닐 분자는 계속적인 중합 및 경화반응중 교차결합에 하도록 한다. 세 유형이 있는데 하나는 두 개 페이스 트 형태이고 다른 하나는 gun과 cartridge 시스템으로 베이스와 촉매가 나란히 연결된 실린더로 구성되며  $\alpha$ -나선형 구조로 혼합된다. 두 페이스 트 모두 충전제를 함유하여 강직성을 주고 촉매 페이스 트는 chloroplatinic 산을 함유한다. 셋째 유형은 putty-wash 술식에 사용하는 heavy putty이다. 베이스 및 촉매 putty 모두 플라스틱 튜브로 공급된다. 라텍스 장갑의 어떤 성분은 이 재료의 경화를 방해하므로 비닐 장갑을 사용하여야 한다. 초기인상은 구강 안에 시적하여 채득하고 이어 유동성이 큰 wash 재(light body)를 putty 인상 및 형성된 치아 주위에 도포한다. 인상을 다시 구강 안에 시적하여 구강 조직의 미세부분을 인기하는데 putty와 wash 모두 같은 화학반응으로 경화하고 식별을 위해 서로 다른 색을 첨가한다. 부가중합형 실리콘은 소수성이 매우 강하므로 석고로 모형이나 다이틀 제작할 때 인상면에 기포가 생기기 쉬우므로 친수성을 높이기 위해 비누 같은 표면활성제를 첨가하여 석고 같이 물을 기본으로 하는 재료와 접촉각을 감소시킨다. 작은 접촉각은 적십이 잘되는 것으로 기포 없는 모형을 만드는데 바람직하다.

#### 14.4 폴리이터

폴리이터 인상재는 경화할 때 탄성체중 가장 단단한데 폴리이터 분자로 구성되어 있어 이렇게 불린다. 액체 폴리머는 가소제로 오일을 첨가하여 강직성을 준다. 가소제로 오일을 첨가하여 혼합 및 조작을 용이하게 한다. 두 개의 페이스 트로 구성되는데 촉매 페이스 트는 계속적인 중합 및 화학반응 중 고분자 사슬이 교차결합을 증가하는 방향성 술폰산 에스테르를 포함하므로 베이스 페이스 트와 다르다. 이 반응은 페이스 트가 단단한 폴리이터가 단단한 폴리이터 고무로 변하게 한다. 강직성이 매우 높으므로 전체 치공의 인상을 채득하면 제거하기 어렵다.

## 15. 결 론

앞으로의 연구 방향은 치아와의 결합, 광중합형 레진, 접착성 레진시멘트 및 생체적합성이 우수한 중합체 분자구조 고안 등의 연구와 중합개시제, 연성이장재 및 근관충전재 등을 포함하는 생체기능을 재현할 수 있는 재료의 개발, 생체재료와 조직 사이의 장기간 반응 연구, 생분해 연구, 지각과민 처치제, 치질을 강화하거나 우식을 예방할 수 있는 제제의 개발, 연조직과 유사한 수화겔의 개발 등을 포함하는 생기능성 재료의 개발이 이루어질 것이다.

글라스 아이오노머는 사용이 간편하고 불소를 방출하며 치아의 재석회화 정도를 증가하는 장점이 있으나 최근에도 파절강도가 낮은 것이 문제점으로 지적되고 있다. 그럼에도 글라스 아이오노머, composite 레진 및 이들 재료의 복합재료는 치과용 아말감이나 주조금속, 소결 또는 주조 세라믹과 함께 수복 재료로 널리 사용될 것이다.

치과용 글라스 아이오노머는 화학적 특성에 따라 2종으로 나눌 수 있는데 하나는 중화작용으로 경화하여 취성을 갖게 되는 자가 경화형이고, 다른 하나는 중합과정과 중화과정을 동시에 나타내는 레진 강화형이다. 자가 경화형에 비하여 레진 강화형은 심미성이 우수하고 사용이 편리하다. 2종 모두 범람질이나 상아질과 화학적으로 결합하며 실제 유용한 정도의 불소를 방출한다. 이장재, 베이스, 스테인레스강 금관의 접착용 시멘트 외에 영구치와 유치의 수복용으로도 사용하는데 레진 강화형의 경우 충전재로 유용하게 사용될 것이다. 자가 경화형은 레진 강화형보다 생체적합성이 우수하기 때문에 귀, 코, 기도 및 두개저 재생 등의 비치과용 용도로 사용한다. 자가 경화형에 비하여 레진 강화형 글라스 아이오노머는 심미성을 향상하였고 수분에 대한 저항이 증가하였으며 인성이 높은 특성이 있다. 이장재나 기저 재료의 사용외에 영구치의 5급 와동, 유치의 2, 3급 와동의 수복에 사용하며, 레진 강화형은 수복용으로 더 적합한 것으로 알려져 있다.

치과용 composite 레진 및 결합제의 용출물질을 분석하여 피부의 감각을 유발하는 '밝혀지지 않은 아크릴'을 함유하고 있다고 하였는데 정량분석 방법으로 안전성을 평가하는 연구도 수행되어야 한다. 충전제의 조성, 기질의 종류, 실란 처리의 유무 등에 따른 유출정도를 평가하여 저분자 유기물질의 용출이 가장 적은 조성을 찾아야 한다.

치과용 composite 레진의 경우 중합 수축이 문제인데 이를 조절하기 위한 연구를 진행하고 있다. 중합 수축 문제를 해결하여도 치아와 충전제의 열팽창 계수 차이로 변연에 틈을 발생할 수 있는데 충전제의 열팽창계수를 음수로 만드는 방법 등이 제안되고 있다.

상아질과의 결합을 위하여 더 단순하고 시술 방식에 민감하지 않은 방법을 개발하여야 하며 충전제에 모든 결합기전이 포함되어 있어 계면처리 등의 시술 단계가 필요 없는 방법을 개발하여야 한다. Karl F. Leinfelder는 PRIMM 충전제를 발표하였는데 3차원의 소결 유리 섬유를 기존 composite 레진에 첨가하는 방식으로 경화수축을 최소화 하고 마모저항성을 높인다.

향후는 최적의 세라믹 충전제를 첨가한 composite 레진과 섬유 강화형 구조물을 이용하여 심미적으로 전치와 구치를 수복할 수 있을 것으로 보인다.

구치용 composite 레진의 경우는 점착성이 없고 응축할 수 있는 재료가 기존 치과용 아말감에 익숙한 사용자에게는 편리할 것이며, 기계적 특성에서도 인성과 충격강도 및 굴곡피로 저항을 비롯한 광범위한 시험속도에서 높은 굴곡계수와 강도를 보여야 한다. 전치용 composite 레진은 여러 색상의 제품을 사용하는 것이 편리하다.

최근 광중합형 레진의 사용이 증가하고 있고 치과용 composite 레진, 치면열구 전색제 및 경질 레진의 물성, 용해도 색안정성 및 생체적합성에 관한 연구도 진행되고 있다. 현재 많은 관심이 있고 flowable composites, condensable(packable) composites, laboratory composites, core buildup composites, provisional composites 및 repair of ceramic or composites에 관한 연구를 통하여 향후 레진 개발 기술을 선도할 수 있는 방법을 개발하여야 한다. 또한 중합 수축을 적게 발생하거나 또한

약간 팽창할 수 있는 레진 기질의 개발에 관한 연구 및 충전제의 조성, 함량 등의 변화를 통하여 수축을 감소하기 위한 연구를 하여야 한다. 현재 사용하는 상아질 결합제는 그 사용 방법이 비교적 단순하게 개선된 1회 도포형으로 발전하는데 향후 발전방향은 충전제 자체에 결합성분을 혼합하는 방식을 적용할 것으로 전망된다. 충전용 composite 레진이나 글라스 아이오노머, 콤포머 등에 상아질결합 성분을 첨가하여 별도로 상아질 결합제가 필요없는 방법 등이 개발될 것이다.

## 참 고 문 헌

1. C. W. Kim, "Glass-Ionomer Cements", ed. by. C. W. Kim, vol. 3, Dept. of Dent. Biomat, Coll. of Dent., SNU, 1994.
2. C. W. Kim, "Denture Base Resins", ed. by. C. W. Kim, vol. 9, Dept. of Dent. Biomat, Coll. of Dent., SNU, 1995.
3. C. W. Kim, "Dental Impression Material I", ed. by. C. W. Kim, vol. 18, Dept. of Dent. Biomat, Coll. of Dent., SNU, 1996.
4. C. W. Kim, "Dental Impression Material II", ed. by. C. W. Kim, vol. 19, Dept. of Dent. Biomat, Coll. of Dent., SNU, 1996.
5. C. W. Kim, "Dental Cements", ed. by. C. W. Kim, vol. 20, Dept. of Dent. Biomat, Coll. of Dent., SNU, 1997.
6. C. W. Kim, "Esthetic Restorative Materials", ed. by. C. W. Kim, vol. 22, Dept. of Dent. Biomat, Coll. of Dent., SNU, 1997.
7. C. W. Kim, "Denture Base Resins II", ed. by. C. W. Kim, vol. 30, Dept. of Dent. Biomat, Coll. of Dent., SNU, 1999.
8. C. W. Kim, "Glass-Ionomer Cements II", ed. by. C. W. Kim, vol. 31, Dept. of Dent. Biomat, Coll. of Dent., SNU, 1999.