

다양한 치과용 와동 이장재 및 베이스 전임상 평가

조만중, 이상혁, 이상훈, 양형철, 임범순*

서울대학교 치의학대학원 치과생체재료과학교실 치학연구소

Preclinical Test of the Various Types of Dental Cavity Bases and Liners

Man-Jong Cho, Sang-Hyeok Lee, Sang-Hoon Rhee, Hyeong-Cheol Yang, Bum-Soon Lim*

Dept. of Dental Biomaterials Science, Dental Research Institute, School of Dentistry, Seoul National University, Seoul, Korea.

(Received: Feb. 13, 2012; Revised: Sep. 13, 2012; Accepted: Nov. 24, 2012)

ABSTRACT

The cavity liners and bases were used to provide a barrier or protective layer between the exposed dentin and final restoration. This buffer layers might act to reduce or even eliminate postoperative sensitivity. Recently, their light-activated derivatives were introduced as new products. Since many of the new products introduced as a cavity liner or a cavity base, the core properties (such as solubility, acid erosion, ion release, strength, radiopacity and biocompatibilities) of those products should be evaluated based on the proper International Standards and Specifications. For preclinical test, several core properties of eleven commercial products (calcium hydroxide, zinc oxide phosphate, zinc oxide eugenol, glass ionomer, and hydroxyapatite) were tested. Solubility, acid erosion, compressive strength and flexural strength, radiopacity, and cytotoxicity were evaluated according to the International Standards (ISO 3107, 4049, 9917-1, and 9917-2). Almost all experimental groups (zinc oxide eugenol, zinc phosphate, and glass ionomer cements) except for calcium hydroxide groups were met the requirements of ISO specifications. As there were no ISO specifications for the dental calcium hydroxide, it was necessary for suggestion for the guideline of calcium hydroxide products to evaluate those products properly. Commercially available products tested in this study showed proper physical and biological properties for clinical applications.

KEY WORDS : Cavity liner, Base, Calcium hydroxide, Zinc oxide eugenol, Zinc phosphate, Glass ionomer

서론

치과용 와동 이장재(cavity liner) 또는 와동 베이스(cavity base)는 2 차 우식(secondary carious)의 발현을 억제하고 시술 후 민감성(post-operative sensitivity)을 최소화하여 더 이상의 문제가 진행되지 않도록 방지하는 목적으로 사용하고 있다(Weiner, 2002; 2003; 2005). 와동 이장재와 와동 베이스를 간혹 혼용하는 경우가 있으나, 각각의 사용 목적에는 차이가 있다. 최근에는 치과용 접착제의 물성

이 크게 개선되어 와동 베이스 또는 와동 이장재 대체용으로 사용되는 경우가 증가하면서 와동 베이스와 와동 이장재의 적용 범위 및 경계도 모호해지고 있는 상황이다. 최근에는 "cavity base/liner" 등과 같이 와동 베이스로의 용도 뿐 아니라 와동 이장재 용도로도 적용이 가능한 제품들이 출시되고 있다. 또한 다양한 성분의 자가접착 레진시멘트(self-adhesive resin cements)가 소개되면서 자가접착 레진시멘트가 상아질 접착제(dentin bonding agents) 뿐 아니라 와동 베이스와 와동 이장재의 역할을 대체하려는 추세에 있다(Ferracane 등, 2010).

Craig 등(2006)는 유기 용매에 분산시킨 콜로이드 형태의 수산화칼슘제재를 치질에 도포한 후 용매를 증발시키면 치질 표면에 얇은 수산화칼슘 피막이 잔류하게 되는데 이것을 "와동 이장재"로 정의하였다. Ferracane(2001)은 수복

* 교신저자: 서울시 종로구 연건동 28 서울대학교 치과대학 치과생체재료과학교실, 임범순.
Tel: 02-740-8692, E-mail: nowick@snu.ac.kr

* 본 연구는 2011년도 식품의약품안전청 용역연구개발과제의 연구개발비지원(11172의료평453)에 의해 수행되었습니다.

과정 중 발생할 수 있는 박테리아 또는 자극물(chemical irritant)의 유입으로부터 치질을 보호하기 위해서 와동의 바닥과 측면 상아질을 봉쇄할 수 있도록 얇은(0.5 mm) 층으로 도포하는 재료를 "이장재"라 하였다. Anusavice (2003)는 세균이나 자극 물질의 유입으로부터 치수를 보호하기 위하여 사용되는 얇은 층의 시멘트를 "이장재"로 정의하였다.

Anusavice (2003)는 수복물 하방에서 0.75 mm 이상의 두께로 사용되며, 열 손상, 갈바니 전류 및 화학적 자극으로부터 치수를 보호하고, 수복물을 충전하는 동안 응축 응력을 견딜 수 있도록 충분한 강도를 가져야 한다고 "와동 베이스"를 정의하였다. Ferracane (2001)은 치수를 열 또는 전기적 자극으로부터 보호하기 위하여 두꺼운 층(최소 0.75-1.0 mm)으로 도포하는 재료를 "와동 베이스"라고 정의하였고, 수복재료를 충분히 지지할 수 있도록 기계적 특성이 우수하여야 한다고 하였다. Craig 등 (2006)는 수산화칼슘계재와 산화아연유지놀을 저강도 베이스로 인산아연시멘트 등을 고강도 베이스로 분류하였는데, 와동 베이스가 치수를 열로부터 보호하고 수복물을 기계적으로 지지해야하고, 많은 경우 우식으로 파괴되거나 와동 형성과중에 손상되어 삭제된 상아질을 대체하는 역할(0.5 mm 이상 두께 적용)을 한다고 하였다.

시술 후 민감성은 다양한 요소가 복합적으로 작용하여 발생한다. Camps 등 (2000)은 치수 반응에 영향을 줄 수 있는 요소로 박테리아 존재, 잔존 상아질 두께 및 시술 후 민감성 지연(와동 수복과 치수 염증 발병 시간) 등을 제시하였다. 이와 같이 재료 자체에 의해 민감성이 발생하는 것이 아니라 와동 벽에 존재하는 박테리아 등이 치수 반응의 주요한 원인이 된다고 하였다. 반면 Murray 등 (2002)은 수복물의 재료가 박테리아의 침투와 치수 염증을 억제할 수 있다고 하였는데, 레진강화형 글라스아이오노머 또는 산화아연유지놀 등이 효과적이라고 하였다. 잔존 상아질 두께(RDT, residual dentin thickness)가 얇은 치아의 경우 열 자극으로 시술 후 민감성이 발생할 수 있는데, 특히 금속 수복물의 경우 온도 변화가 수복물을 통해 전달되어 상아질의 유동체(fluid) 이동의 원인이 될 수도 있다고 하였다.

치과용 와동 베이스와 와동 이장재를 임상 적용 이유는 시대에 따라 변화하고 있다. 초기에는 최종 수복물로 수복하기 전에 치아와 치수를 보호하기 위하여 노출된 상아질 표면에 약제처리를 실시하였다. 치과대학에서는 수복물의 자극이 미약하거나 일시적이라 할지라도 수복물의 독성으로부터 치질을 보호하기 위하여 이러한 약제처리가 필요하다고 교육하였지만 (Maidment 등, 2010; Anderson 등, 2011; Schulte 등, 2011), 시술 후 민감성과 시술 후 치수 염증은 수복물의 독성에 의한 것이 아니라 상아질 내의 박테리아와 그 부산물에 의한 것으로 알려졌다. 와동 주변의 박테리아는

타액의 모세관 현상에 의해 미세한 틈(micro gap)을 따라 내부로 침투할 수 있으며 심한 염증 뿐 아니라 치수 조직의 괴사도 초래할 수 있다고 한다. 또한 시술 후 발생하는 민감성의 원인에 대한 다른 기전이 제시되었다. Brannstrom (1992)은 시술 후 민감성이 상아질의 부산물 또는 박테리아에 의해 발생하는 것이 아니라 치아-수복물 계면에 형성된 미세한 틈에 침투한 유동체에 의한 것이라고 하였다. 유동체의 이동은 수복물 하방에서 삼투압 변화를 초래하고 이에 따라 시술 후 민감성이 발생한다고 하였다. 와동이 깊은 경우 상아세관에 상아세액이 더 많이 있어 깊은 와동에서 더 큰 삼투압 효과가 있을 수 있다고 하였다. 그러므로 상아질의 보존이 시술 후 민감성 감소에 도움을 줄 수 있는데 RDT가 증가할수록 치수에 도달할 수 있는 박테리아 수를 감소시킬 수 있다고 한다. Meyron (1988)은 RDT가 0.5 mm인 경우 치수에 도달하는 박테리아가 75 % 감소되고, 1.0 mm일 경우 90 %까지 감소된다고 하였다.

와동 이장재와 와동 베이스용으로 바니쉬, 수산화칼슘계재, 산화아연유지놀, 산화아연비유지놀, 인산아연시멘트, 폴리카복실레이트시멘트 및 글라스아이오노머 등이 사용되었으나, 바니쉬와 폴리카복실레이트시멘트는 현재 거의 사용되고 있지 않으며, 수산화칼슘계재, 산화아연유지놀, 산화아연비유지놀, 인산아연시멘트 및 글라스아이오노머 등 5가지 재료가 최근까지 주로 사용되고 있다 (Weiner, 2008; 2009; 2011). 새로운 와동 이장재와 와동 베이스 제품들이 지속적으로 소개되고 있지만, 그에 대한 물성 및 생물학적 안전성 평가법 등이 아직 모호한 경우도 있는 상황이다. 따라서, 본 연구에서는 현재 치과용 와동 이장재와 와동 베이스로 사용되고 있는 최신의 수산화칼슘계재, 산화아연유지놀, 인산아연시멘트 및 글라스아이오노머 등을 대상으로 임상 적용하기 적절한지 평가하기 위하여 주요 물성들을 측정하였고 평가법을 제시하고자 하였다.

연구 재료 및 방법

1. 연구 재료

현재 임상에서 사용되고 있는 제품 중에서 재래형 수산화칼슘계재 3 종(Dycal, Calciur 및 Calcimol), 광중합형 수산화칼슘계재 3 종(Calcimol LC, Life 및 Ultrablend Plus), 산화아연유지놀 1 종(Cavitec), 인산아연시멘트 1 종(Fleck's), 광중합형 글라스아이오노머시멘트 2 종(Inosit와 ANA liner) 및 광중합형 수산화인회석계 1 종(Lime-lite) 등 11종을 대상으로 시험하였다 (Table 1).

Table 1. Materials used in this study

Materials	Main Components	Manufacturer
Dycal	calcium hydroxide(chemical-cure)	Dentsply, USA
Calciur	calcium hydroxide(chemical-cure)	Voco, Germany
Calcimol	calcium hydroxide(chemical-cure)	Voco, Germany
Calcimol LC	calcium hydroxide(light-cure)	Voco, Germany
Life	calcium hydroxide(light-cure)	Kerr, USA
Cavitec	zinc oxide eugenol	Kerr, USA
Fleck's	zinc phosphate cement	Mizzy
Ionosit	glass ionomer(light-cure)	DMG, Germany
ANA liner	glass ionomer(light-cure)	Nordiska, Sweden
Lime-lite	hydroxyapatite, UDMA(light-cure)	Pulpdent, USA
Ultrablend Plus	calcium hydroxide, UDMA, TEGDMA(light-cure)	Ultradent, USA

2. 연구 방법

1) 용해도

ISO 3107:2004에 따라 용해도 시험을 실시하였으며, 장기간 용해도를 관찰하기 위하여 8주까지 측정하였다. 테프론 몰드를 이용해서 원판형(지름 20 mm × 두께 1.5 mm) 시편을 각 실험군당 5 개씩 제조하였다. 각 시편은 초기 무게(m_1)를 전자저울(BS224S, Sartorius, Germany)로 측정하여 기록하였는데, 안정된 무게를 얻기 위하여 시편에 따라 2-3주가 소요되었다. 초기 무게 측정이 완료된 시편은 10 ml 증류수에 넣고 항온기(37±1 °C)에 보관하였다. 일정기간 (24시간, 1주, 2주, 3주, 4주, 8주) 경과 후 증류수에서 꺼낸 시편은 진공오븐(Ov-11, USA)에서 완전히 건조시킨 후 무게(m_2)를 측정하여 용해도를 계산하였으며, 무게측정이 끝난 시편은 다음 실험을 위하여 새로운 10 ml의 증류수에 넣어서 37 °C에 보관하였다. 처음 4 주 동안은 매주 간격으로, 이후에는 30 일 경과한 다음 무게 변화를 측정하여 용해도 시험을 시행하였다.

2) 용출 이온 분석

용해도 시험으로 시편에서 성분들이 유출된 용액을 대상으로 각 5개 시편의 이온 검출 시험을 시행하였다. 10 ml의 증류수에 용해된 특정 이온(칼슘, 인, 납, 비소)을 ICP-OES(Inductively Coupled Plasma Optical Emission Spectrometer; OPTIMA 4300 DV, Perkin-Elmer, USA)를 이용해서 분석하였다.

3) 산에 의한 침식(acid erosion)

산에 의한 침식 정도는 ISO 9917-2:2010에 따라 평가하였다. PMMA 레진으로 제작한 정사각형(30 mm × 30 mm ×

5 mm) 몰드 중심에 지름 5.0±0.5 mm와 깊이 2.0±0.5 mm의 구멍을 형성한 시편 홀더를 실험군당 5 개씩 준비하였다. 각 시험 재료를 제조사의 설명서에 따라 혼합하여 시편 홀더의 구멍에 채우고 시편 홀더의 모서리를 고정된 기준면으로 시편의 중심에서 초기 깊이(D_0)를 측정하였다. 침식 시험에 사용할 용액으로 유산(lactic acid) 8.27 g과 나트륨 유산염(sodium lactate) 0.92 g을 증류수(1 l)에 용해시켜 침식액(eroding solution)을 준비하였다. 침식액의 pH가 2.74±0.02가 되도록 1 mol/l의 유산 용액이나 1 mol/l의 나트륨 유산염 용액으로 조절하였다. 각 시편을 충전한 시편 홀더를 30 ml의 침식액이 담긴 용기에 수평으로 침적하였는데, 이때 시편 표면은 위로 향하게 하고, 침식액의 표면과 시편 표면의 간격이 10±3 mm가 되어 시편이 완전히 잠기도록 한 후 용기를 밀봉하여 37±1 °C의 오븐에 24 시간 보관한 시편홀더를 꺼내어 증류수로 세척하였다. 기준면으로 시편 홀더의 모서리를 사용하여 시편 중심에서의 깊이를 측정하여 침식 후의 시편 깊이 값(D_1)을 얻고, $D = D_0 - D_1$ 식으로 각 시편 중심에서의 침식 깊이를 계산하였다.

4) 압축강도와 굽힘강도 시험

ISO 3107:2004와 ISO 9917-2:2010에 따라 시험하였다. 원통형(높이 6 mm × 지름 4 mm) 시편을 각 실험군당 5개를 준비하였다. 마이크로미터로 시편의 치수를 ±0.01 mm 정밀도로 측정하는 다음, 하중이 시편의 장축으로 적용되도록 만능시험기(Instron 4422, USA)에 놓고, 파절이 발생할 때까지 1.00 mm/min의 속도로 하중을 가하여 시편이 파절되기까지 적용된 최대하중 값을 기록하여 압축강도(MPa)를 계산하였다.

직육면체형(길이 25±2 mm × 폭 2±0.1 mm × 두께 2±0.1 mm) 시편을 각 실험군당 5 개를 준비하였다. 마이크로미터로 시편의 치수를 ±0.01 mm 정밀도로 측정하는 다음, 만능시험기

에 장착된 굽힘시험 장치에 시편을 놓고 하중 속도 1,00 mm/min로 시편이 파절될 때까지 하중을 가하여 적용된 최대 하중을 기록하였다. 굽힘강도(MPa)는 $\sigma = 3Fl / (2bh^2)$ 식으로 계산하였다. 여기에서 F 는 시편에 가해진 최대 하중(N), l 은 지지점 사이의 거리(mm), b 는 시험 전에 측정된 시편의 폭(mm), h 는 시험 전에 측정된 시편의 두께(mm)이다.

5) 방사선 불투과성 시험

ISO 9917-1:2007에 따라 시험하였다. 원판형(지름 15 mm × 두께 1 mm) 시편을 Lime-lite로 6 개 제조한 다음 마이크로미터 측정기로 원판 중심부의 두께를 측정하여 두께가 1.0 ± 0.1 mm인 시편 5 개만 시험에 사용하였다. 시편 두께(T_s)는 0.01 mm 정확도로 측정하여 방사선 불투과성 평가에 사용하였다. 시편과 알루미늄 웨지를 제외한 부분이 1.5-2.0의 광학밀도를 가질 수 있는 시간 동안 타겟 필름과 400 mm 거리에서 시편, 알루미늄 웨지 및 센서에 자동 gain control을 사용하지 않고 X 선(Heliodont DS, Sirona, Germany)을 조사하였는데, 선명한 이미지를 얻을 수 있는 적절한 노출시간을 확인할 때까지 이 과정을 반복 시행하였다. 디지털 이미지 파일을 회색 단계 분석 프로그램(Photo Image Analyze System; IX70, Olympus, Japan)에서 분석하여 방사선 불투과성을 계산하였으며, 알루미늄 스텝 웨지 단계별로 이 과정을 반복하였다. 알루미늄 스텝 웨지의 각 단계별 두께에 따른 광학 밀도의 그래프를 작성하고, 시편 두께의 광학밀도 T_s 값을 취하여 그래프에서 이 광학밀도에 대응되는 알루미늄의 두께 T_a 를 결정하였다. 알루미늄에 상응하는 방사선 불투과성은 T_a/T_s 값으로 표시하였다.

6) 세포독성 시험(한천중층법)

세포독성 시험은 ISO 10993-5:2009에 따라 실시하였다. 원판형(지름 9.0 mm × 두께 2.0 mm) 시편을 준비하여 시편 4 g당 saline 20 ml를 넣고 37 °C에서 72 시간 용출시켜 시료를 준비하였다. 음성대조군으로 high-density polyethylene (HDPE)을 사용하였으며, 양성 대조군으로는 organotin-stabilized polyurethane(ZDEC, ZDBC)을 사용하였다. 시험 세포주로는 American Type Culture Collection CCL1, NCTC Clone 929(connective tissue mouse), clone of Strain L(L-929 cells)을 사용하였다. L-929을 혈청이 포함된 배양액을 사용하여 1.3×10^5 cells/ml의 농도로 만든 다음 세포배양액을 세포배양용 petri-dish(60 mm)에 넣어 5 % CO₂, 37 °C 인큐베이터에서 배양한 후 mono-layer 형성을 확인하였다. 2 % 한천용액을 121 °C에서 15 분간 고온고압 멸균처리하고, 45 °C 항온수조에서 45 °C가 될 때까지 냉각

시킨 다음 2× 배지(농도를 2배로 농축한 배지)와 2 % 한천 용액을 동일한 양으로 섞은 뒤 39 °C로 냉각하였다. 세포배양 용기의 배지를 제거한 뒤 0.5-2 % 한천용액 5 ml을 중층하고 상온에서 한천이 굳을 때까지 유지하였다. 무균 처리한 시료 (페이퍼에 흡수시킨)와 양성대조군 및 음성대조군 각각 놓은 후 5 % CO₂ 인큐베이터(37 °C)에서 24 시간 배양하였고, 한천 평판위에 0.01-0.02 % Neutral Red Phosphate 완충 용액을 넣은 다음 5 % CO₂ 인큐베이터(37 °C)에서 1 시간 배양한 다음 현미경으로 관찰하여 세포독성이 나타난 구간(zone of inhibition)을 관찰하였다. 이러한 과정을 5 개의 시편을 반복하여 시험하였다.

연구 결과

용해도 시험에서 재래형 수산화칼슘제재인 Dycal, Calciur 및 Calcimol 등은 증류수에서 1 주만 경과하여도 무게가 10-15 % 정도 감소하였고, 이후 8 주 경과 후에는 무게가 40-50 % 정도 감소하였다. 광중합형 수산화칼슘제재인 Calcimol LC, Life 및 Ultrablend에서 약 2-5 % 정도 무게 감소가 관찰되었으며, 그 외의 다른 실험군의 경우 증류수에 8 주까지 보관하여도 무게 변화는 1 % 정도의 매우 적은 값이 관찰되어 우수한 용해 저항성을 보였다(Table 2).

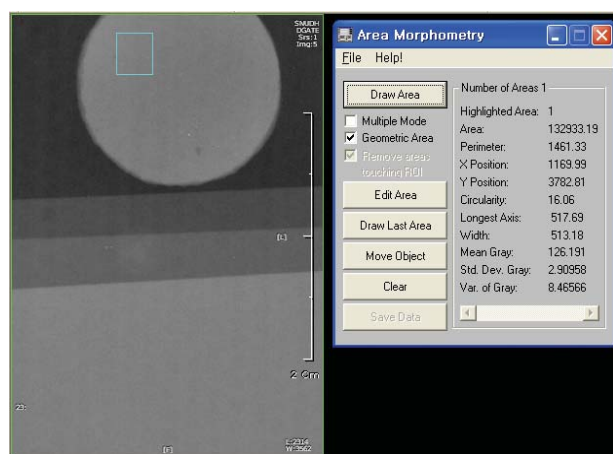
국제 기준규격 ISO 9917-1과 미국치과의사협회 규격 ANSI/ADA 제 96호에서 산 용해성 비소(As)와 납(Pb)의 최대 함량을 규정하고 있다. 또한 제품에 따라서는 칼슘 이온과 인 이온이 용출되어 주변 치질의 재광화에 도움을 줄 수 있는 기능이 있다고 제시하는 경우가 있어 각 제품에서 칼슘 이온과 인 이온의 용출량도 함께 분석하였다. 용출 이온을 분석한 결과 국제 기준규격에서 최소 함량을 지정한 납 이온 또는 비소 이온 등의 유해원소는 모든 실험군에서 검출되지 않았다. 반면 칼슘이온의 경우 재래형 수산화칼슘제재인 Dycal에서는 초기 1 주 후에 200-500 ppm 정도 용출되었고, 이후에도 지속적으로 칼슘 이온이 용출되어 7 주 경과한 후에는 누적 용출량이 700-1000 ppm 정도였다. 광중합형 수산화칼슘제재인 Ultrablend의 경우 초기 1 주 후에는 70-90 ppm 칼슘 이온이 용출되었고, 이후 2-8 주 동안은 10-30 ppm 정도로 용출량이 감소되어 칼슘 이온의 누적 총 용출량은 130-170 ppm이었다. 광중합형 수산화인회석계인 Lime-lite는 초기에 1.0-1.5 ppm 정도의 칼슘 이온이 용출되었지만, 이후에는 매우 적은 0.2-0.8 ppm 정도만 용출되었고, 광중합형 글라스아이오노머계인 Ionosit 역시 초기 1 주에는 2-3 ppm 정도가 용출되었지만, 이후에는 미미한 정

Table 2. Results of solubility (%) in the deionized water of experimental groups

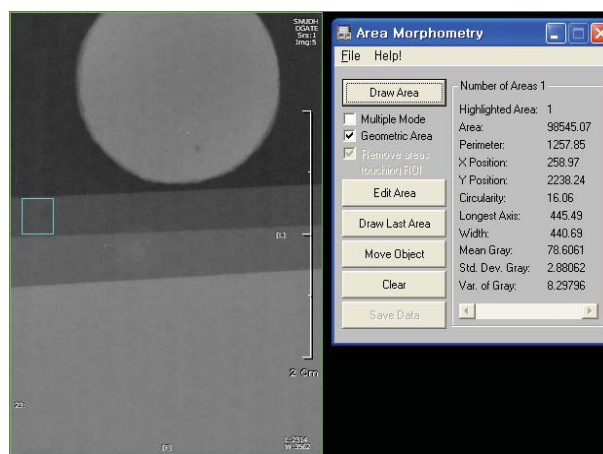
Materials	24 hrs	1 week	2 weeks	3 week	4 weeks	8 week
Dycal	90.1 ± 5.47 ^a	83.9 ± 8.37 ^c	80.7 ± 8.47 ^e	74.8 ± 7.79 ^g	67.2 ± 7.03 ⁱ	51.3 ± 5.71 ^k
Calciur	93.3 ± 6.23 ^{ab}	87.4 ± 7.14 ^c	83.3 ± 5.37 ^e	76.4 ± 5.01 ^g	69.3 ± 6.18 ⁱ	55.6 ± 6.09 ^k
Calcimol	91.0 ± 7.45 ^a	86.9 ± 6.89 ^c	81.0 ± 6.53 ^e	75.6 ± 5.74 ^g	68.7 ± 5.42 ⁱ	54.9 ± 7.78 ^k
Calcimol LC	99.7 ± 1.23 ^b	98.0 ± 0.97 ^d	97.7 ± 1.04 ^f	97.5 ± 0.84 ^h	97.5 ± 1.01 ^j	97.5 ± 0.84 ^l
Life	99.2 ± 0.98 ^b	97.7 ± 1.02 ^d	97.2 ± 0.86 ^f	96.9 ± 1.02 ^h	96.7 ± 0.77 ^j	96.5 ± 1.23 ^l
Cavitec	99.2 ± 1.54 ^b	99.1 ± 0.87 ^d	99.2 ± 0.49 ^f	99.1 ± 0.24 ^h	99.2 ± 0.49 ^j	99.0 ± 0.61 ^l
Fleck's	99.1 ± 0.87 ^b	99.0 ± 0.77 ^d	99.2 ± 0.38 ^f	99.1 ± 0.25 ^h	99.0 ± 0.29 ^j	99.1 ± 0.12 ^l
Ionosit	99.5 ± 0.45 ^b	99.4 ± 0.47 ^d	99.3 ± 0.33 ^f	99.2 ± 0.29 ^h	99.1 ± 0.53 ^j	99.5 ± 0.81 ^l
ANA liner	99.4 ± 0.35 ^b	99.1 ± 0.23 ^d	99.2 ± 0.23 ^f	99.0 ± 0.12 ^h	99.1 ± 0.24 ^j	99.0 ± 0.45 ^l
Lime-lite	99.8 ± 0.37 ^b	99.9 ± 0.28 ^d	99.7 ± 0.25 ^f	99.5 ± 0.08 ^h	99.3 ± 0.18 ^j	99.1 ± 0.38 ^l
Ultrablend Plus	99.8 ± 0.21 ^b	99.2 ± 0.21 ^d	99.1 ± 0.19 ^f	99.0 ± 0.16 ^h	98.7 ± 0.44 ^j	97.2 ± 0.85 ^l

도(0.2-0.3 ppm)의 칼슘 이온만 용출되었다. 또한 Lime-lite와 Ionosit 실험군 모두 8 주 경과한 후 누적 칼슘 이온 용출량은 2-5 ppm 정도의 아주 소량이였다. 이와 같이 레진을 첨가한 광중합형 제품군(Ionosit, Lime-lite 및

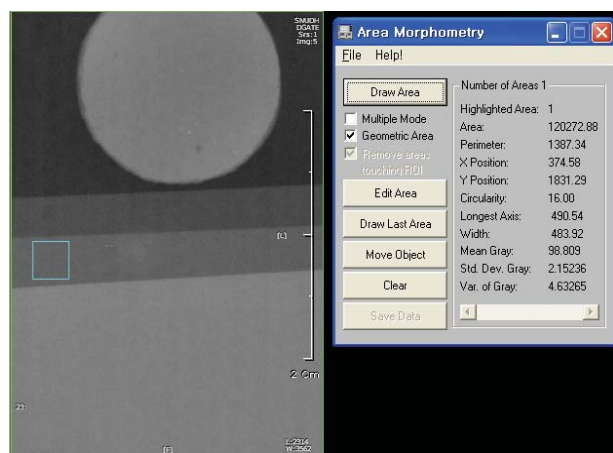
Ultrablend)의 경우에는 용출된 칼슘 이온 양이 재래형 수산 화칼슘제재(Dycal)에 비교하여 매우 적었다. 증류수에 용출된 인 이온의 경우는 Ultrablend가 1 주 경과할 때까지 2.74 ppm이 용출되었고, 8 주 경과한 후 누적 총 용출량은 5.13



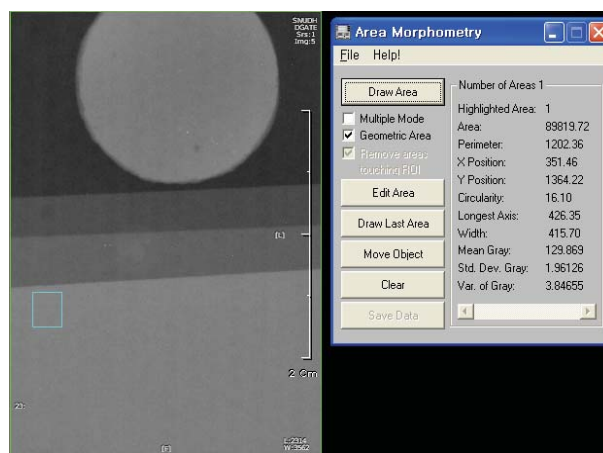
(a) Lime-lite(mean gray=126.2)



(b) aluminum wedge 0.5 mm(mean gray=78.6)



(c) aluminum wedge 1.0 mm(mean gray=98.8)



(d) aluminum wedge 2.0 mm(mean gray=129.9)

Figure 1. Radiopacity results of sample and aluminum wedges with gray scale.

ppm이었다. Lime-lite의 경우는 매주 약 0.1 ppm 정도씩 용출되어 8 주 경과 후에 누적 용출량은 0.54 ppm이 되었다. Ionosit와 Dycal에서는 인 이온이 전혀 용출되지 않았으며, 실험군중에서 비록 소량이지만 광중합형 수산화인회석계인 Ultrablend에서 가장 많은 인 이온 용출이 관찰되었다. Lime-lite와 Ionosit에서 용출된 칼슘 이온의 누적 총 검출량이 2-3 ppm으로 매우 적었으며, 특히 수산화인회석을 함유하여 칼슘 이온이 용출되는 장점이 있다는 제조사의 주장과는 다른 분석 결과를 보였다. 글라스아이오노머계인 Ionosit에서는 함유된 글라스에서 소량의 칼슘 이온 용출이 관찰된 것으로 보였다. 광중합형 재료중에서는 Ultrablend가 초기 칼슘 이온의 유출량이 높아서 석회화의 기능을 수행할 수 있을 것으로 보인다.

와동 베이스용으로 적용되는 제품은 수복물을 충전하는 동안 응축 응력을 견딜 수 있도록 충분한 강도와 공간 유지를 위하여 적절한 산에 의한 침식 저항도 요구된다. Table 3에는 다양한 와동 베이스와 이장재를 대상으로 산에 의한 침식 정도, 압축강도 및 굽힘강도를 측정된 결과를 정리하였다.

국제 기준규격(ISO 9917-1)에서 산에 의한 침식 정도는 인산아연시멘트는 0.30 mm 미만, 폴리카복실레이트 시멘트는 0.40 mm 미만, 글라스아이오노머 시멘트는 0.17 mm 미만으로 규정하고 있다. 본 연구에서 인산아연 시멘트인 Fleck's의 산에 의한 침식정도는 0.11 ± 0.05 mm, 광중합형 글라스아이오노머 시멘트인 Ionosit와 ANA liner의 경우는 각각 0.01 ± 0.01 mm와 0.08 ± 0.05 mm로 국제 기준 규격에서 제시하는 조건을 모두 만족하는 결과를 보였다. 반면 재래형 수산화칼슘계인 Dycal과 Calcimol의 경우 각각 0.41 ± 0.03 mm와 0.47 ± 0.02 mm, 산화아연유지놀계인 Cavitec은 0.45 ± 0.20 mm로 모두 0.40 mm 이상의 산 침식도를 보였으나 수산화칼슘계재나 산화아연유지놀계에 대한 국제 규격의 특별한 요구조건은 제시되지 않고 있는 상황이다. 반면 광중합형 수산화칼

슘계인 Calcimol LC와 Life의 경우 각각 -0.01 ± 0.01 mm와 0.19 ± 0.05 mm로 재래형 수산화칼슘계재 보다 낮은 산 침식도를 보였다.

국제 기준규격(ISO 3107)에서 산화아연유지놀계와 와동 베이스용으로 사용되는 경우 압축강도는 최소 25 MPa 이상, 와동 이장재로 사용되는 경우에는 최소 5 MPa 이상으로 규정하고 있으며, 국제 기준 규격(ISO 9917-1)에서는 와동 베이스/이장재용으로 사용하는 인산아연 시멘트, 카복실레이트 시멘트 및 글라스아이오노머 시멘트의 압축강도는 최소 50 MPa 이상으로 규정하고 있다. 압축강도 시험 결과 수산화칼슘계의 경우 10.6-15.4 MPa 범위를 보였지만, 국제 기준 규격에서 특별히 제시된 요구조건은 없는 상황이다. 산화아연유지놀계인 Cavitec 경우 압축강도는 5.3 ± 1.4 MPa를 보여 요구조건을 만족한다고 할 수 있다. 또한 글라스아이오노머계인 Ionosit와 ANA liner의 압축강도는 160 MPa 정도로 모두 국제 기준규격을 만족하였으나, 인산아연 시멘트계인 Fleck's의 압축강도는 22.4 ± 3.9 MPa로 요구조건을 만족하지 못하는 것으로 관찰되었다.

최근 광중합형 재료들이 소개됨에 따라 압축강도뿐 아니라 굽힘강도에 관한 요구조건도 제시되었는데 ISO 9917-2에서 와동 베이스/이장재용으로 사용되는 치과용 시멘트의 굽힘강도는 최소 10 MPa 이상으로 규정하고 있다. 굽힘강도 시험은 레진으로 강화한 와동 베이스나 와동 이장재의 강도를 평가하기 위한 항목으로 레진이 첨가되지 않은 제품에는 적용하지 않는다. 광중합형 재료중에서 수산화칼슘계인 Life가 3.5 ± 0.3 MPa만 제외하면, 4 종(Calcimol LC, Ionosit, ANA liner, Lime-lite) 모두 10 MPa 이상인 58.5-88.2 MPa 범위를 보였다.

Fig. 1은 Lime-lite의 방사선 불투과성을 디지털 X-ray로 측정하여 이미지 프로그램으로 분석한 결과이다. 시편과 함께 다양한 두께의 알루미늄 웨지(0.5, 1.0 및 2.0 mm)의 방

Table 3. Results of acid erosion, compressive strength and flexural strength of experimental groups

Materials	Acid erosion(mm)	Compressive strength(MPa)	Flexural strength(MPa)
Dycal	0.41 ± 0.03^a	11.8 ± 3.0^d	3.3 ± 0.7^g
Calcimol	0.47 ± 0.02^a	-	2.3 ± 0.5^g
Calcimol LC	-0.01 ± 0.01^c	15.4 ± 3.8^d	58.5 ± 12.5^h
Life	0.19 ± 0.05^{bc}	10.6 ± 4.0^d	3.5 ± 0.3^g
Cavitec	0.45 ± 0.20^a	5.3 ± 1.4^d	0.9 ± 0.1^g
Fleck's	0.11 ± 0.05^{bc}	22.4 ± 3.9^d	-
Lime-Lite	0.05 ± 0.02^c	208.5 ± 30.8^e	88.2 ± 9.7^h
Ionosit	0.01 ± 0.01^c	164.1 ± 17.0^f	78.7 ± 6.2^h
ANA liner	0.08 ± 0.05^{bc}	162.6 ± 8.0^f	75.1 ± 8.4^h

Note: the same superscript letters within the same column are not significantly different ($p > 0.05$)

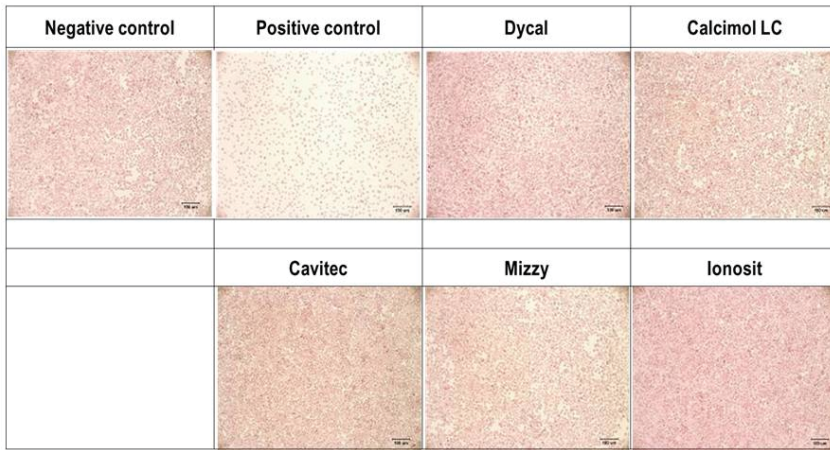


Figure 2. Cytotoxicity test results of specimens and control groups.

사선 불투과성을 측정하여 시편의 방사선 불투명도와 알루미늄 웨지의 방사선 불투명도의 상대 평가로 적정성을 평가하였다. Gray scale에서 가장 어두운 회색조는 "0"으로, 가장 밝은 것은 "255"로 정의하는데 이 값은 X선 필름 밀도의 역순이다. Lime-lite 시편(두께 1.0 mm)의 방사선 불투과도는 gray scale로 128.4 ± 2.2 이고, 알루미늄 웨지(두께 2.0 mm)는 127.3 ± 2.3 으로 시편은 두께 2.0 mm의 알루미늄 웨지와 동등한 방사선 불투명도를 보유하고 있는 것을 확인할 수 있었다. 본 연구에서도 모든 실험군에서 적절한 방사선 불투과성이 관찰되었다(Table 4).

Fig. 2에는 재래형 수산화칼슘계인 Dycal, 광중합형 수산화칼슘계인 Calcimol LC, 산화아연유지놀계인 Cavitec, 인산아연시멘트계인 Fleck's, 글라스아이오노머계인 Ionosit를 대상으로 한천증후법으로 세포독성을 평가한 결과를 정리하였다. 각 실험군에서 각각 5개 시편을 시험한 결과 모든 실험군에서 음성대조군과 유사한 세포 독성을 보였으며, 양성대조군 보다는 유의하게 높은 세포 생존율을 보였다. 즉, 치과용 외동 베이스 또는 이장재로 사용하고 있는 제품들의 생체적합성은 구성 성분 때문에 우려되었던 것처럼 높은 세포 독성을 보이지 않아 임상 적용에 중요한 문제점으로 제기 되지 않는 것으로 보였다.

총괄 및 고찰

치질의 우식 부위가 깊은 경우 수복재 이외에 외동 베이스와 이장재의 선택도 중요하다. 저작능력, 온도 자극 및 차 우식 등 수복 후 치아에 영향을 줄 수 있는 다양한 문제를 최소화하는 중요한 역할을 하기 때문이다. 외동 베이스 또는 이장재로 주로 사용되는 치과용 재료로는 수산화칼슘계재, 산화아연유지놀, 인산아연시멘트 및 글라스아이오노머 시

멘트 등이 있으며 각각 고유한 특성을 갖고 있다. 따라서 치아 우식증 범위와 잔존 치질의 상태에 따라 적절한 효과를 발휘할 수 있는 외동 베이스 또는 이장재의 선택은 수복물과 치아의 수명을 좌우할 수 있는 중요한 요소라고 할 수 있다. 본 논문에서는 상용중인 외동 이장재와 베이스로 임상 적용에 필요한 주요 물성인 용해도, 산 침식도, 이온 유출, 방사선 불투과성, 압축강도 굴곡강도, 및 세포독성 등을 평가하였다.

치과용 외동 베이스는 치수에 절연효과를 제공하며, 수복물을 기계적으로 지지하는 역할을 하기 위하여 충분한 기계적 특성을 갖추어야 한다. 반면, 외동 이장재는 일반적으로 외동 베이스보다 흐름성이 우수한데 상아질 또는 노출된 치수를 보호하기 위해서 균일하게 도포될 수 있도록 역할을 하는 유동성이 기계적 특성 보다 중요하다고 할 수 있다. 동일한 조성의 제품을 외동 베이스용 또는 이장재용으로 다르게 적용할 수 있는데, 이 경우 가장 큰 차이점은 점도가 다르다는 것이다. 외동 베이스로 적용할 경우에는 우수한 기계적 강도를 얻기 위하여 높은 분말/용액 비율로 혼합하여 사용한다. 아말감을 충전할 때는 약 2.5 kg 정도보다 큰 응력이 가해지기 때문에 외동 베이스는 그 자체만 적용된 경우라도 충전 응력을 견딜 수 있도록 충분한 강도를 가져야 한다. 또한 신속하게 경화되어야 하는데 이는 분말/용액 비율이 높을 경우 가능하고, 점도도 증가하게 된다.

치과용 외동 베이스나 외동 이장재로 적용된 재료가 구강 내에서 용해되어서 유실된다면 그 빈 공간에 박테리아 등의 이물질이 침투될 수 있기 때문에 용해도 특성은 임상 적용시 고려하여야 할 중요한 요소라고 할 수 있다. 용해도 시험에서 재래형 수산화칼슘계제인 Dycal은 증류수에서 1 주만 침지하여도 무게가 약 15 % 정도 감소하였는데, 치료에 사용된 수산화칼슘계재가 1-2 년 이내에 용해되어 모두 유실될 가능성이 높다는 것은 임상 적용시 중요한 문제가 될 수 있다.

다만 수산화칼슘제제가 완전히 용해되기 전에 dentinal bridge가 형성된다면 문제가 다소 해결될 수 있을 것으로 기대할 수 있지만, 이렇게 형성된 dentinal bridge는 tunnel 결함 때문에 박테리아가 침투될 수 있어서 염증반응을 유발시킬 수도 있다고 한다 (Cox 등, 1985). 또한 수산화칼슘 이장재가 콤포짓트 레진 충전시 접착에 영향을 주는 것도 문제점으로 지적되고 있다. 그러나 레진이 첨가된 광중합형 재료들의 경우 상대적으로 우수한 용해저항성을 보여주었다. 다양한 광중합형 실험군의 경우 모두 8 주 경과한 후에도 용해되어 소실되는 양은 매우 적었고, 단지 광중합형 수산화칼슘제제(Calcimol LC, Life 및 Ultrablend)에서 약 2-5 % 정도 용해되는 것을 관찰할 수 있었다. 즉, 칼슘 이온이나 OH⁻ 이온이 많이 용출되는 재래형 수산화칼슘제제는 용해도가 높았고, 레진 기질로 보호되어 이온 유출이 적은 광중합형 재료들의 용해도는 낮게 나타난 것으로 보였다. 용해도는 일반적으로 24 시간 동안의 최대 분해 값으로 나타내어진다. 국제 기준 규격에서 치과용 와동 베이스와 와동 이장재로 사용되는 산화아연유지닐/비유지닐의 용해도는 최대 1.5 %까지 허용된다고 규정하고 있다 (ISO 3107:2004). 측정방법은 시편의 분해된 양을 측정하는 것으로서, 시편을 24 시간 증류수에 침지한 다음 무게 감소를 측정한다. 이러한 측정법과 임상에서의 상황이 밀접하게 관련이 된다고 할 수는 없지만, 임상적인 조건에 맞는 이미 알려진 제품과의 비교에 이용되고 있다. 따라서 와동 베이스와 와동 이장재의 용해도 시험은 신제품의 비교 평가와 제조과정의 품질 관리를 위한 유용한 평가 항목으로 간주되고 있다.

국제표준인 ISO 9917-1과 미국치과의사협회 규격 ANSI/ADA 제 96호에서 산 용해성 비소(As)와 납(Pb)의 최대 함량을 규정하고 있는데, 용해도 시험에서 이온이 용출된 증류수를 대상으로 용출 이온을 분석한 결과 본 연구에서 평가한 모든 실험군에서는 유해원소가 검출되지 않았다. 치과용 와동 이장재와 와동 베이스는 제품에 따라서는 칼슘 이온과 인 이온을 용출시켜서 주변 치질의 재광화(reminerlization)에 도움을 주는 부가 기능이 있다고 하는 경우가 있어 각 제품에서 용출되는 칼슘 이온과 인 이온의 용출량도 분석하였다. 그러나 실제로 재석회화나 dentin bridge 형성을 위하여 필요한 칼슘 이온 적정량은 아직 알려져 있지 않다. 칼슘 이온의 필요량은 석회화가 필요한 정도에 따라서 차이가 있을 것으로 보이지만, 필요한 최소량에 대해서는 아직 더 많은 연구가 필요할 것으로 보인다. Lime-lite와 Ionosit는 칼슘 이온의 누적 총 용출량이 2-3 ppm으로 재석회화에는 거의 영향을 주지 못할 것으로 보였는데, 특히 수산화인회석을 함유하여 칼슘 이온이 용출되는 장점이 있다는 제조사의 주장과는 달리 Lime-lite에서 용출되는 칼슘 이온량은 매우 적었다. 글

라스아이오노머계인 Ionosit에서는 함유된 글라스에서 소량의 칼슘 이온 용출이 관찰된 것으로 보였다. 평가한 광중합형 재료 중에서는 Ultrablend가 초기 칼슘 이온의 용출량이 높아서 석회화의 기능을 수행할 수 있을 것으로 예측할 수 있다. 인 이온은 Ultrablend에서만 유의한 정도로 용출되었는데, 칼슘 이온만큼 필수적이지는 않는 것으로 보이지만, 석회화에 도움을 줄 수 있을 것으로 생각한다. Lime-lite는 수산화인회석을 함유한다고는 하지만 칼슘 이온과 마찬가지로 인 이온의 용출량도 미미하다.

수산화칼슘제제는 pH 11의 염기성 혼합물로 생활 치수 조직을 미약하게 자극할 수 있으며, 세균 증식 억제력으로 박테리아가 활동적으로 확산하는 것을 방지하는 특성은 치수 근접한 수복물의 이장재로 유용하게 사용되고 있다. 수산화칼슘제제는 2 차 상아질 형성을 촉진하며 외부손상으로부터 치수를 보호하는데 매우 중요한 역할을 한다고 알려져 있다. 그러나 최근 연구에 의하면 수산화칼슘 자체는 2 차 상아질 형성의 필요조건이 아니며, 필요조건은 봉인된 와동에서 심하지 않은 자극이라는 보고도 있다. 치질에 적용한 후에도 계속 높은 pH를 유지하는 이유는 수산화칼슘이 수용액에 잘 용해되지 않고 수산화 이온을 유리하기 때문으로 높은 pH에 의하여 감염이 없는 상태에서 치아 스스로 재생할 수 있는 자극을 제공한다고 알려져 있다. 따라서 수산화칼슘제제는 이러한 목적으로 사용할 수 있는 유일한 재료일 뿐 아니라 임상성공의 오랜 역사를 갖고 있다. 치과용 수산화칼슘제제는 4 가지 형태가 있는데, 액상형 또는 단일 연고형 제품인 경우는 바니쉬와 유사한 방법으로 적용하고 있다. 세 번째 형태는 촉매와 베이스의 2 가지 연고형 제품으로, 와동 베이스 목적으로 사용할 경우는 수산화칼슘에 산화아연이나 인산칼슘 등의 성분이 첨가된 형태로 공급된다. 촉매는 수산화칼슘이 구강내에서 빠르게 반응하여 단단하고 비정질 합성물을 형성하도록 하는 역할을 한다. 네 번째 형태는 청색 광원으로 경화되는 광중합형 레진을 첨가한 형태인 광중합형 수산화칼슘제제로 빠르게 경화되고 물에 대한 용해성이 낮아서 다른 유형보다 더 안정한 특성이 있으며, 연구 결과에 의하면 치수에 유해한 영향을 주지 않는 장점이 있다고 한다. 수복재로 적절한 이유와 마찬가지로 글라스아이오노머는 이장재용으로도 유용하게 사용되고 있다. 치질과의 화학적 접착 특성은 수복물 하방의 상아질을 봉쇄하는데 유용하게 적용될 수 있다. 또한 글라스아이오노머는 불소 이온을 방출하여 주변 치질에 항우식 효과를 줄 수 있는 것으로 알려져 있다.

와동 베이스용으로 적용되는 제품은 수복물을 충전하는 동안 응축력을 견딜 수 있도록 충분한 강도와 적절한 기계적 특성이 요구된다. 국제 기준규격(ISO 3107)에서 산화아연유

지늘이 와동 베이스용으로 사용되는 경우 압축강도는 최소 25 MPa 이상, 와동 이장재로 사용되는 경우에는 최소 5 MPa 이상으로 규정하고 있으며, 국제 기준규격(ISO 9917-1)에서는 와동 베이스/이장재용으로 사용하는 인산아연 시멘트, 카복실레이트 시멘트 및 글라스아이오노머 시멘트의 압축강도는 최소 50 MPa 이상으로 규정하고 있다. 압축강도 시험 결과 수산화칼슘제제의 경우 10.6-15.4 MPa 범위를 보였지만, 국제 기준규격에서 특별히 제시된 요구조건은 없는 상황이다. 산화아연유지늘계인 Cavitec의 압축강도는 5.3 ± 1.4 MPa를 보여 요구조건을 만족한다고 할 수 있다. 또한 글라스아이오노머계인 Ionosit와 ANA liner의 압축강도는 160 MPa 정도로 모두 국제 기준 규격을 만족하였으나, 인산아연시멘트계인 Fleck's의 압축강도는 22.4 ± 3.9 MPa로 요구조건을 만족하지 못하는 것으로 관찰되었다. 인산아연시멘트는 높은 점도로 혼합하여 아말감 하방에서 열 자극 또는 저작 응력으로부터 치질을 보호하기 위한 베이스로 사용하며 분말과 용액 형태로 구성되는데, 분말은 산화마그네슘을 첨가한 산화아연 입자로 구성되며, 용액은 인산(약 33%)을 함유한 산성 수용액으로 소량의 인산알루미늄을 경화촉진제로 첨가하기도 한다. 분말을 용액과 혼합하면 산이 산화아연 입자의 표면을 용해하기 시작하여 아연 이온이 방출된다. 음이온인 인산 이온은 양이온인 알루미늄 및 아연이온과 반응하여 인산아연 화합물을 형성하고 이것은 원래의 입자들을 같이 결속하는 기질로 작용한다.

최근 광중합형 재료들이 소개됨에 따라 국제 기준규격에 압축강도뿐 아니라 굽힘강도에 관한 요구조건도 제시되었는데 ISO 9917-2 규격에서 와동 베이스와 와동 이장재용으로 사용되는 치과용 광중합형 시멘트의 굽힘강도는 최소 10 MPa 이상으로 규정하고 있다. 굽힘강도 시험은 레진으로 강화한 와동 베이스나 와동 이장재의 강도를 평가하기 위한 항목으로 레진이 첨가되지 않은 제품에는 적용하지 않는다. 광중합형 재료중에서 수산화칼슘계인 Life의 3.5 ± 0.3 MPa만 제외하면, 4종(Calcimol LC, Ionosit, ANA liner, Lime-lite) 모두 10 MPa 이상인 58.5-88.2 MPa 범위를 보여 기준규격을 만족하는 것으로 관찰되었다.

치과용 와동 베이스 또는 와동 이장재의 경우 제품에 따라 방사선 불투과성을 명시한 경우가 있는데 이 경우 적절한 방사선 불투과 특성 평가가 필요하다. 와동 베이스 또는 와동 이장재가 아연(Zn), 스트론튬(Sr), 지르코늄(Zr), 바륨(Ba) 및 란타넘(La) 등을 함유하고 있다면 어떠한 제품이라도 적절한 방사선 불투과성이 관찰될 수 있다고 하였고(Fonseca 등, 2006), 수산화칼슘제제의 경우도 법랑질과 유사한 방사선 불투과성을 보여 ISO 4049 규격의 요구조건을 만족시킨다고 하였다(Devito 등, 2004). 본 연구에서는 알루미늄에

상응하는 방사선 불투과성은 T_a/T_s 값으로 표시하였으며, 이 값이 1 보다 크거나 같다면 재료는 국제 기준규격에서 제시한 요구 조건을 만족하는 결과이며, 제조사가 특정 방사선 불투과성 값을 명시한 경우에는 제조사가 제시한 값이 측정된 대응 알루미늄 값 보다 0.5 mm 이상 적으면 안 된다. 본 연구에서 평가한 모든 실험군은 2 mm 두께의 알루미늄과 동등한 방사선 불투과성이 있는 것으로 관찰되었다.

1890년대 이후로 광범위하게 사용되었던 산화아연유지늘은 수성 시멘트 또는 레진계 시멘트 보다 강도가 현저히 낮기 때문에 기계적 특성이 중요하지 않은 부위에 제한적으로 사용되고 있다. 산화아연유지늘은 노출된 상아질에 대해 진정효과가 보고되었지만, 유지늘에 민감한 환자들에게는 비유지늘 산화아연을 사용하고 있다. 비유지늘 산화아연은 방향족 오일과 산화아연을 함유하고 있으며 그외 올리브유와 바셀린, 올레산 및 밀납 등을 함유하고 있다. 이장재용으로 사용하는 산화아연유지늘은 임시시멘트 또는 수복재 용도로 사용하는 경우와 구성 성분은 동일하다. 산화아연유지늘은 분말과 용액 형태로 병에 담아 공급되며, 촉매(산화아연과 촉진제 함유)와 베이스(비활성 첨가물로 구성된 유지늘 함유)의 분리된 2 가지 튜브형태로 공급되기도 한다. 경화반응은 산화아연과 유지늘이 반응하여 아연-유지늘이라는 결정형 화합물을 형성하며, 다른 종류의 오일로 유지늘을 대체한 제품은 유지늘에 알리지가 있는 환자에게 적절하다. 산화아연유지늘의 pH는 중성으로 치수를 자극하지 않으며, 치수에 대한 진정효과로 치수가 노출된 경우 수산화칼슘 위를 덮는 이장재로 유용하게 적용되고 있다. 산화아연유지늘이 콤포지트 레진의 중합을 방해할 수 있으며 유지늘의 농도에 영향을 받을 수 있다고 하였다(He 등, 2010). 또한, 고농도의 유지늘은 치수 조직에 유해할 수 있으므로 노출된 생활성 치수에 직접 접촉되지 않도록 하여야 한다.

산화아연유지늘계의 유지늘 뿐 아니라 인산을 용액으로 사용하는 산성의 인산아연시멘트와 알카리성인 수산화칼슘제제 등의 생체적합성은 치과용 와동 베이스와 와동 이장재의 임상 적용에 매우 중요한 변수로 작용할 수 있다. 본 연구에서는 시편을 완전히 경화시킨 다음 생리식염수(37 °C)에서 72 시간 용출시켜 시료를 준비하였다. 이 과정은 실제 와동 베이스와 와동 이장재가 경화되기 전부터 구강내 조직과 접촉하는 상황은 고려하지 않은 것으로 초기의 생체적합성 평가에는 문제가 있을 수 있으나, 장기간 적용시 발생할 수 있는 문제 평가에 도움이 될 수 있을 것으로 생각하였다. 특히, 유지늘, 인산, 수산화기 및 폴리악릴산 등 세포독성에 영향을 줄 수 있는 성분을 포함한 시료의 적절한 평가에 도움이 되도록 하였다. 재래형 수산화칼슘계인 Dycal, 광중합형 수산화칼슘계인 Calcimol LC, 산화아연유지늘계인

Cavitec, 인산아연시멘트계인 Fleck's, 글라스아이오노머계인 Ionosit를 대상으로 한천증류법으로 세포독성을 평가하였다. 모든 실험군에서 음성대조군과 유사한 세포 독성을 보였으며, 양성대조군 보다는 유의하게 높은 세포 생존율을 보였다. 즉, 치과용 와동 베이스 또는 이장재로 사용하고 있는 제품들의 생체적합성은 구성 성분 때문에 우려되었던 것처럼 높은 세포 독성을 보이지 않아 임상 적용에 중요한 문제점으로 제기되지 않는 것으로 보였다.

결론

수산화칼슘제재, 산화아연유지놀, 인산아연 및 글라스아이오노머 등 다양한 성분의 치과용 와동 베이스와 와동 이장재가 임상에서 사용되고 있으며, 부족한 물성을 개선하기 위하여 레진을 추가한 광중합형 제품이 소개되고 있다. 현재 사용 중인 다양한 조성의 제품들을 선택하여 ISO 국제 규격에 따라 용해도, 산에 의한 침식도, 압축강도, 굽힘강도, 방사선 불투과성 및 세포독성 등을 평가한 결과 대체적으로 국제 기준규격의 요구조건을 충족하는 물성을 갖추고 있으며, 특히 광중합형 와동 베이스 또는 와동 이장재의 경우 물성이 크게 개선되어 상아질 대체 역할이나 외부의 열 자극 또는 저작응력으로부터 치질을 보호할 수 있는 기능을 적절하게 수행할 수 있는 것으로 보였다. 또한 최근 상아질 결합제 뿐 아니라 와동 베이스와 이장재 역할을 대체할 수 있는 자가접착 레진 시멘트(self-adhesive resin cement)가 소개되어 그들에 대한 평가가 필요할 것으로 생각한다.

참고문헌

- Anderson P, Beeley J, Monteiro PM, de Soet H, Andrian S, Amaechi B, Huysmans MC (2011). A european core curriculum in cariology: the knowledge base. *Eur J Dent Educ* 15(suppl 1):18-22.
- Anusavice K (2003). Phillip's Science of Dental Materials, 11th ed. Philadelphia: WB Saunders, 2003. pp. 443-492.
- Brannstrom M (1992). Etiology of dentin hypersensitivity. *Proc Finn Dent Soc* 88(suppl 1):7-13.
- Bullard H, Leinfelder KF, Russell CW (1988). Effect of coefficient of thermal expansion on microleakage. *J Am Dent Assoc* 116:871-874.
- Camps J, Dejou J, Remusat M, About I (2000). Factors pulpal response to cavity restorations. *Dent Mater* 16:432-440.
- Cox CF, Bergenholtz G, Heys DR, Syed SA, Fitzgerald M, Heys RJ (1985). Pulp capping of dental pulp mechanically exposed to oral microflora: a 1-2 year observation of wound healing in the monkey. *J Oral Pathol* 14:156-168.
- Craig RG, Powers JM, Sakaguchi RL (2006). Restorative dental materials, 12nd ed. St Louis, MO: Mosby, pp. 479-506.
- Devito KL, Oritega AI, Haiter-Neto F (2004). Radiopacity of calcium hydroxide cement compared with human tooth structure. *J Appl Oral Sci* 12:290-293.
- Eli I, Cooper Y, Ben-Amar A, Weiss E(1995). Antibacterial activity of three dental liners. *J Prosthodont* 4:178-182.
- Farhad A, Mohammadi Z(2005). Calcium hydroxide: a review. *Int Dent J* 55:293-301.
- Fava LRG, Saunders WP(1999). Calcium hydroxide pastes: classification and clinical indications. *Int Endo J* 32:257-282.
- Ferracane JL (2001). Materials in dentistry: principles and applications, 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, pp. 59-80.
- Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJT (2011). Self-adhesive resin cements-chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil* 38:295-314.
- Fonseca RB, Branco CA, Soares PV, Correr-Sobrinho L, Haiter-Neto F, Fernandes-Neto AJ, Soares CJ(2006). Radiodensity of base, liner and luting dental materials. *Clin Oral Invest* 10:114-118.
- Forsten L(1977). Fluoride release from a glass ionomer cement. *Scand J Dent Res* 85:503-504.
- He LH, Purton DG, Swain MV(2010). A suitable base material for composite resin restorations: zinc oxide eugenol. *J Dent* 38:290-295.
- Hill EE, Lott J(2011). A clinically focused discussion of luting materials. *Aust Dent J* 56:67-76.
- ISO 3107:2004 Dentistry-Zinc oxide/eugenol and zinc oxide/non-eugenol cements.
- ISO 4049:2009 Dentistry-Polymer-based restorative materials.
- ISO 7405:2008 Dentistry-Evaluation of biocompatibility of medical devices used in dentistry.
- ISO 9917-1:2007 Dentistry-Water-based cements-Part

- 1: Powder/ liquid acid-base cements
 ISO 9917-2:1998 Dental water-based cements-Part 2: Light-activated cements.
- Maidment Y, Durey K, Ibbetson R(2010). Decisions about restorative dental treatment among dentists attending a postgraduate continuing professional development course. *Br Dent J* 209:455-459.
- Meeker HG, Najafi MM, Linke HA(1986). Gemicidal properties of dental cavity liners, bases, and cements. *Gen Dent* 34:474-478.
- Meryon SD(1988). The model cavity method incorporating dentine. *Int Endod J* 21:79-84.
- Mount GJ(2003). Minimal intervention dentistry: rationale of cavity design. *Oper Dent* 28:92-99.
- Murray PE, Hafez AA, Smith AJ(2002). Bacterial micro-leakage and pulp inflammation associated with various restorative materials. *Dent Mater* 18:470-478.
- Ricketts D(2001). Management of the deep carious lesion and the vital pulp dentine complex. *Br Dent J* 191:606-610.
- Schroder U(1985). Effects of calcium hydroxide-containing pulp capping agents on pulp cell migration, proliferation and differentiation. *J Dent Res* 64:541-548.
- Schulte AG, Pitts NB, Huysmans MC, Splieth C, Buchalla W(2011). A european core curriculum in cariology for undergraduate dental students. *Eur J Dent Educ* 15(suppl 1):9-17.
- Siqueira Jr JF, Lopes HP(1999). Mechanisms of anti-microbial activity of calcium hydroxide: a critical review. *Int Endod J* 32:361-369.
- Smith DC, Ruse ND(1986). Acidity of glass ionomer cements during setting and its relation to pulp sensitivity. *J Am Dent Assoc* 112: 654-657.
- Stanley HR, Pameijer CH(1985). Pulp capping with a new visible-light-curing calcium hydroxide composition. *Oper Dent* 10:156-163.
- Weiner RS(2002). Liners, bases, and cements: a solid foundation. *Gen Dent* 50:442-446.
- Weiner RS(2003). Liners, bases, and cements in clinical dentistry. A review and update. *Dent Today* 22:88-93.
- Weiner RS(2005). Liners, bases, and cements: material selection and clinical applications. *Dent Today* 24:64-72.
- Weiner RS(2008). Liners, bases, and cements: an in-depth review, part 1. *Dent Today* 27:72-76.
- Weiner RS(2008). Liners, bases, and cements: an in-depth review, Part 2. *Dent Today* 27:48-52.
- Weiner RS(2009). Liners, bases, and cements: an in-depth review, part 4. *Dent Today* 28:61-65.
- Weiner RS(2011). Liners and bases in general dentistry. *Aust Dent J* 56:11-22.