

치과용 지혈제가 상아질 투과도에 미치는 영향

연세대학교 치과대학 치과보철학교실

김종현 · 심준성 · 이근우

I. 서 론

치주 치료나 수복 치료 후에 구강내의 여러 가지 자극에 의해서 종종 지각과민을 호소하는 일이 있다.

지각과민을 설명하는 기전에 대해서 크게 두 가지의 이론이 있다^{1,2)}. 첫째는 상아세관이 신경성 수용기를 포함하고 있어서 독성물질과 같은 외부자극이 가해졌을 때 직접적으로 이를 전달하여 동통을 유발시킨다는 이론이다³⁾. 여기서의 신경성 수용기는 치수로부터의 신경성 종말부이거나^{3,4)} 치수로부터의 신경과 연결된 조상아세포 돌기⁵⁾ 혹은 조상아세포 돌기 자체가 담당한다고 생각했다⁶⁾. 그러나, 상아질의 외부층 부위에 신경요소나 동통 수용기로 작용한다고 생각된 조상아세포 돌기가 발견되지 못함으로써 이 이론은 부적절한 것으로 판단되었다. 두 번째 이론은 '유체역학 이론'이다⁷⁾. 이는 외부로부터 자극이 가해지면 상아세관 내 액체의 이동이 일어나게 되고 이는 상아질의 치수 쪽이나 치수내의 기계신경 말단을 변형시킴으로써 동통을 전달시킨다는 이론이다^{8,9)}. 임상적으로 이런 형태의 동통은 온도변화, 고장액(hypertonic solution), 물리적 압력, 압축공기 등과 같이 상아세관액을 팽창시키거나 수축시키는 자극에 의해 일어난다¹⁰⁾. 그러므로, 상아세관을 통한 액체의 이동을 조절함으로써 지각과민을 조절할 수가 있다.

상아질을 통한 액체의 이동에 대하여 주로 Pashely는 스플릿 챔버 장치를 이용하여 hydraulic conductance(Lp)를 측정함으로써 투과도를 정량적

로 계산했다¹¹⁻²⁰⁾

Brännström^{21,22)}과 Anderson²³⁾ 등은 정수압, 공기의 흐름, 냉온자극, 음압, 삼투압 등 상아질의 여러 자극을 가해서 동통을 유발시키고 결과적으로 상아세관을 통해서 액체의 흐름이 일어남을 주장하였다.

상아질의 투과도에 영향을 미치는 요소는 치수내 압력, 상아세관의 길이, 액체의 점도, 세관의 수와 직경 등이 있으나 상아세관의 수와 직경이 가장 중요한 요소가 된다. 특히 세관의 반지름이 두 배 증가하면 투과도는 24배로 증가하므로 (Poiseuille's law) 세관의 직경이 조금만 변해도 투과도에 미치는 영향은 크다고 할 수 있다. 따라서 세관의 직경을 감소시키거나 세관의 수를 줄임으로써 지각과민을 줄여줄 수가 있다²⁾.

Pashely 등은 1% 플루오레세인 나트륨을 이용한 실험에서 치수근처에서는 더 많은 수의 세관과 큰 세관 직경으로 인해서 상아질 투과도가 증가하기 때문에 이런 부위엔 oxytate나 이장재 등의 치료약제를 도포해서 치수를 보호해야 한다고 주장했다.

유체역학 이론에 근거하여서 지각과민을 감소시키는 또 다른 방법으로 상아세관 입구를 폐쇄하여 세관액의 이동을 최소화시키는 것을 들 수 있다.

Johnson 등²⁴⁻²⁶⁾은 연마된 상아질과 파절된 상아질에서의 액체의 흐름을 비교해서 같은 액체이동을 보이기 위해서는 연마된 상아질에서 훨씬 큰 정수압을 가해야 함을 알아내었다. 이는 연마된 상아질 위에 덮인 조직파편이 상아세관을 막고 있기 때문이며 상아질 투과도를 증가시키기 위해서는 세관입구를 막고 있는 조직파편이나 상아질 충전물 등을 제거해

주어야 한다고 주장하였다.

Bradford 등^{27,29)}은 상아세관을 통해서 물질의 이동이 일어나며 이 이동은 잘려진 세관입구가 상아질 조직파편으로 덮일 경우 줄어들 수 있다고 했다. 그리고 이러한 물질이동의 감소는 세관을 덮고 있는 조직파편의 양뿐 아니라 세관 내로 충전된 조직파편의 양에 의해서도 영향받는다고 주장하였다.

Ramondini 등³⁰⁾은 치경부 마모가 있는 환자들 중 과민성 상아질과 비과민성 상아질을 각각 산 부식하여 산부식 전과 후를 주사전자현미경으로 관찰하였는데 비과민성 상아질의 경우 88%가 무정형의 도말층으로 덮여 있고 상아세관의 수가 적고 직경이 좁은 것을 관찰할 수 있었고, 과민성 상아질의 경우엔 31.3%가 무정형의 도말층으로 덮여 있으며 상아세관의 수는 더 많고 직경이 더 넓은 것을 관찰할 수 있었다. 또 산부식 후 과민성 상아질의 경우엔 도말층이 항상 제거되었으나 비과민성 상아질의 경우엔 도말층이 완전히 제거되지 않았다고 하여 이로부터 결과적으로 지각과민을 일으키는데 도말층의 역할이 중요하다고 하였다.

Pashely 등^{17,18,29)}은 상아질 디스크를 이용해서 도말층이 있는 경우와 이를 없앤 경우로 나누어서 상아질의 투과도를 비교한 결과 도말층이 약 72~86% 정도 투과도를 감소시켰다고 보고하였다.

Boyer와 Svare^{29,31)}는 상아질 투과도에 대한 회전절삭기구의 영향을 조사했는데 카바이드 피셔 바, 다이아몬드 스톤, 다이아몬드 디스크를 이용해 각각 치아삭제 후에 측정된 상아질 투과도는 비슷하였다고 했다.

Brännström 등^{32,33)}은 산성인 지혈제를 오랫동안 노출시켰을 경우 도말층의 제거로 인해서 수복물 접착 후 지각과민을 일으킬 수 있다고 하였다.

고정성 보철물 및 기타 여러 가지 보철 수복 시에 인상채득을 위한 전 단계로 연조직 처치 과정 중 지혈과 수분 조절을 목적으로 지혈제를 사용한다. 지혈제는 aluminum chloride, aluminum sulfate, ferric sulfate, epinephrine, tetrahydrozoline 등의 5종이 있으며 이 중 aluminum chloride와 aluminum sulfate가 현재까지 금기증이 없고 안전한 약품으로 인정되고 있다³⁴⁾.

지혈제는 지혈 작용을 하는 데는 효과적이거나 주요 구성성분으로 pH 1~3 사이의 산을 포함하고 있어

서 치아삭제 후 정상적으로 발생되는 도말층을 제거하게 되고 따라서 도말층에 의해 폐쇄되어 있는 상아세관 입구를 개방시키게 되어 외부로부터의 여러 자극이 가해졌을 때 액체의 이동이 더 잘 일어나게 함으로써 상아질 지각과민을 유발시키는 단점이 지적되고 있다. 그러나 지혈제 사용 시 액체의 이동을 쉽게 하여 지각과민을 일으킬 수 있는 상아질 투과도에 관한 연구는 미미한 상태이다.

이에 본 연구에서는 시중에서 많이 사용되는 산성을 띤 서로 다른 종류의 세 가지 치과용 지혈제 (Astringedent®, Altract®, Epri-dent®)를 처리한 상아질 디스크를 Pashely가 고안한 스플릿 챔버 장치에 위치시켜 지혈제가 상아질 투과도에 미치는 영향을 살펴보고 각각의 약제에 의한 투과도의 변화를 비교해 보았다.

II. 실험재료 및 방법

1. 시편제작

발거한 제 3대구치 중 우식과 마모가 없는 치아 36개를 선택해서 큐벳(cuvette, 1.5×1.5×2.0cm)에 적합시킨 다음 투명 레진을 이용해 매몰 후 중합하였다. 트리머를 사용해서 상아법랑경계 부위까지 교합면 법랑질을 제거한 뒤 저속 다이아몬드 휠 톱(SBT Model 650, South Bay Technology, U.S.A.)을 이용해서 치근 부위를 제거해서 1mm 두께의 상아질 디스크를 만들었다.

각 디스크에서 치수 쪽 디스크 표면을 10% 인산으로 30초간 산 부식시키고 치관 쪽 디스크 표면을 120grit 연마지로 30초간 다듬었으며 실험기간 동안 생리식염수에 보관하였다. 디스크의 직경이 챔버 장치내의 직경(10mm)보다 큰 경우에는 이에 맞게 부분적으로 삭제해서 챔버 내에 안정적으로 들어갈 수 있는 디스크 크기로 만들었다.

2. 스플릿 챔버 장치 및 실험 설계

상아질 디스크를 아크릴릭 스플릿 위 챔버와 아래 챔버 사이에 위치시키고 각 챔버와 디스크사이에는 폐쇄를 확실히 하고 투과되는 상아질 디스크의 표면적을 일정하도록($\pi \times (0.2)^2 = 0.126\text{cm}^2$) 조정하기

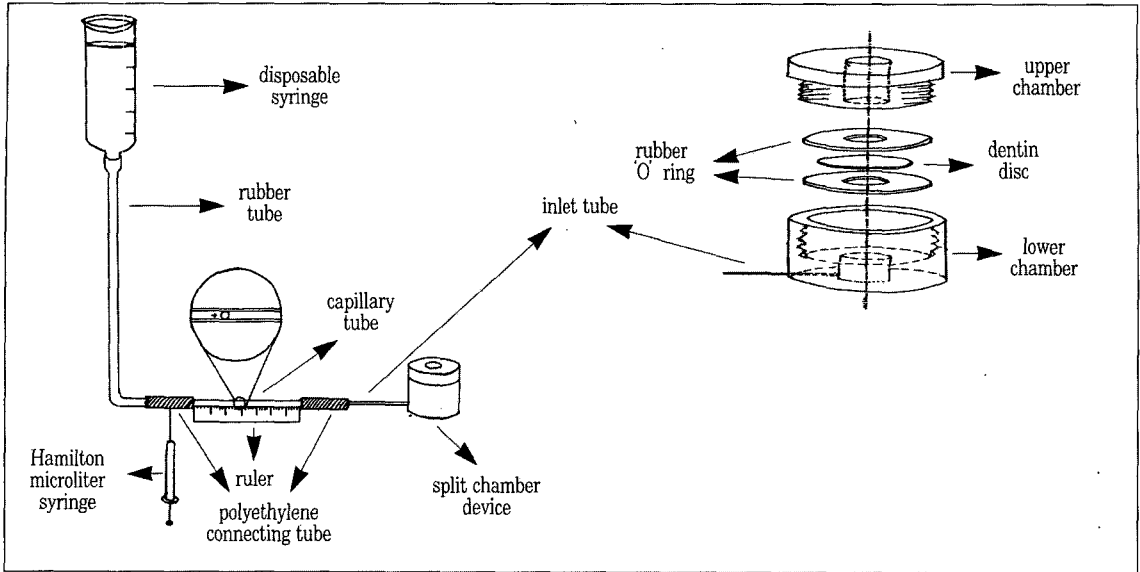


Fig. 2. Schematic view of Pashely's device used to measure hydraulic conductance of dentin disc.

Fig. 1. Schematic presentation of split chamber device.

위하여 고무 'O' 링(내경지름: 4mm, 외경 지름: 10mm)을 사용하였으며 챔버의 양쪽은 생리식염수로 채웠다. 아래 챔버 쪽으로 도입관을 통해서 일정한 정수압(200cmH₂O)의 생리식염수가 유입되도록 설치하였다(Fig. 1).

Fig. 2와 같이 장치를 설치하였으며 일정한 정수압을 주기 위해서 200cm위에 50cc의 생리식염수를 담아서 고무관을 통해 흘려보냈으며 이는 폴리에틸렌 연결관과 연결된 일정길이의 모세관(직경 1mm, 길이 75mm)을 거쳐서 다른 연결관, 도입관을 지나서 결과적으로 스플릿 챔버 장치에 도달하게끔 하였다.

모세관이 시작하는 지점 앞쪽에 해밀턴 마이크로 리터 시린지(10 μ l, Hamilton CO. RENO NEVADA, U.S.A.)를 꽂아서 실험 시 공기방울을 발생시킬 수 있게 하였고 발생된 공기방울의 이동거리를 알기 위해서 모세관과 평행하게 자를 설치하였다. In vitro에서 상아질 디스크의 투과도를 알기 위해서 hydraulic conductance를 측정하였고 이는 일정 시간동안 모세관을 통해 이동한 공기방울의 이동거리를 이용해서 계산하였다. 즉 스플릿 챔버 장치 쪽으로 일정시간동안 이동한 공기방울의 거리가 길수록 생리식염수의 디스크 투과도가 높아진다고 생각하였다.

3. 시편의 처리

실험에 사용된 총 36개의 상아질 디스크를 12개씩 3개의 군으로 나누었다. 생리식염수에 보관한 디스크 시편을 꺼내어 20초간 흐르는 물에 세척 후 각 디스크는 120grit 연마지로 연마한 표면이 아래 챔버 쪽을 향하게 챔버 장치에 위치시킨 뒤 해밀턴 마이크로 리터 시린지로 공기방울을 발생시켜서 공기방울의 이동거리를 측정하고 이로부터 hydraulic conductance를 계산했다. 이때 각 디스크마다 10분씩 2회를 측정해서 이동거리의 평균값을 계산하였다. 이렇게 측정해서 얻은 hydraulic conductance 값을 '처치 전 값'으로 하였다. 그 다음 각 군마다 서로 다른 지혈제를 작은 솜뭉치에 묻혀서 디스크 표면에 2분간 문지르고 20초간 흐르는 물에 세척한 뒤 이를 같은 방법으로 스플릿 챔버 장치에 위치시켜서 hydraulic conductance를 계산하고 이를 '처치 후 값'으로 하였다. 처치 후 실험 역시 디스크 당 10분씩 2회를 실시해서 이동거리의 평균값으로부터 측정치를 계산했다.

여기서 사용된 3개의 치과용 지혈제는 다음과 같다(Table 1).

Table 1. Hemostatic solutions used in this study.

	Code	Manufacturer	pH
Astringedent®	AS	Ultradent Product, Inc., Salt Lake City, Utah, U.S.A.	0.9
Altract®	AL	VOCO Product, Inc., Cuxhaven, Germany	2.6
Epri-dent®	EP	Epr Industries, Pennsauken NJ, U.S.A.	1.1

4. 상아질 투과도

1) Hydraulic conductance

상아질 디스크를 통한 생리식염수의 투과량을 hydraulic conductance(L_p)로 표현했다⁴²⁾.

$$L_p = \frac{F}{P \times (SA) \times t} \quad \text{--- ①}$$

L_p : hydraulic conductance of dentin in $\mu\text{cm}^2\text{min}^{-1}\text{cmH}_2\text{O}^{-1}$

F : filtration rate in μl

P : hydrostatic pressure difference across dentin in cmH_2O

SA : dentin surface area in cm^2

t : time in minute

여기서 $P(200\text{cmH}_2\text{O})$, $SA(\pi \times (0.2)^2 = 0.126\text{cm}^2)$, t(10minutes)의 3개의 변수는 항상 일정하므로 L_p 는 F에 비례한다고 볼 수 있다.

$$L_p \propto F \quad \text{--- ②}$$

F는 모세관을 통해 이동한 공기방울의 거리를 $x\text{cm}$ 라고 할 때 다음과 같이 구해진다.

$$F = \pi \times (0.05)^2 \times x \times 10^3 \quad \text{--- ③}$$

따라서 ②와 ③으로부터 L_p 는 x 에 비례한다고 볼 수 있다.

$$L_p \propto x \quad \text{--- ④}$$

결과적으로 hydraulic conductance(L_p)는 공기방울의 이동거리(x)가 길어질 수록 커진다. ①에다가 각각의 값을 넣어서 계산하면 다음과 같다.

$$L_p = \frac{F}{P \times (SA) \times t} = \frac{\pi \times (0.05)^2 \times x \times 10^3}{200 \times \pi \times (0.2)^2 \times 10} = \frac{x}{32} = \frac{10x}{32} \times 10^1$$

--- ⑤

2) %변화

각 디스크 당 약제를 처치하기 전과 약제를 처치한 후의 L_p 값의 변화를 %변화로 나타내면 다음과 같다.

$$\% \text{변화} = \frac{\text{처치 후 } L_p}{\text{처치 전 } L_p} \times 100 - 100 = \left(\frac{\text{처치 후 } L_p}{\text{처치 전 } L_p} - 1 \right) \times 100 \quad \text{--- ⑥}$$

5. 주사전자현미경 사진관찰

각 시편의 표면을 주사전자현미경으로 관찰하였다. 시편을 SEM stud에 부착한 후 gold sputter-coating하고 3,000배의 배율로 사진을 촬영하였다. 처치 전 1개와 3가지 약제로 각각 표면 처리한 3개, 총 4개의 시편을 관찰하였다.

6. 통계분석

각 디스크 당 약제를 처치하기 전과 약제를 처치한 후의 L_p 값의 변화가 나타났는지를 알아보기 위해서 Wilcoxon signed rank test를 사용했고, 처치한 약제간의 L_p 변화에 미치는 영향의 차이를 알아보기 위해서 Kruskal-Wallis test를 이용하여 통계 분석 하였다.

Ⅲ. 실험성적

1. 약제의 처치 전과 처치 후의 hydraulic conductance(L_p) 값의 변화와 %변화

총 36개의 디스크 중 실험과정에서 디스크가 깨져서 2개를 제외한 총 34개 디스크의 약제 처치 전과 처치 후의 L_p , %변화값을 Table 2에 나타내었고 median과 range를 정리하여 Table 3에 나타내었으며 이를 Fig. 3에 막대그래프로 표현하였다.

약제의 처치 전과 처치 후의 L_p 값의 차이가 있는지 보기 위한 Wilcoxon signed rank test 결과 3개군 모두에서 차이가 있는 것으로 나타났다($p < 0.05$, Table 4).

Table 2. Hydraulic conductance(Lp) which was measured in 34 dentin discs (unit : $\mu\text{cm}^2\text{min}^{-1}\text{cmH}_2\text{O}^{-1}$).

Disc No.	AS			AL			EP		
	Before ($\times 10^{-1}$)	After ($\times 10^{-1}$)	%change	Before ($\times 10^{-1}$)	After ($\times 10^{-1}$)	%change	Before ($\times 10^{-1}$)	After ($\times 10^{-1}$)	%change
1	0.48	1.95	303.23	0.53	1.80	242.26	0.59	1.58	168.62
2	0.60	1.88	210.88	0.53	1.92	260.59	0.62	1.85	199.49
3	0.49	1.83	270.25	0.58	1.73	200.00	0.56	1.79	221.91
4	0.45	1.91	320.69	0.63	2.01	516.75			
5	0.55	1.65	201.71	0.60	1.86	208.29	0.49	1.78	260.76
6	0.67	2.04	203.72	0.50	1.71	242.50	0.66	2.12	222.86
7	0.51	1.67	228.22	0.43	1.50	247.83	0.55	1.53	178.86
8	0.59	1.62	175.53	0.59	1.53	156.84	0.44	1.68	284.29
9				0.72	1.67	132.61	0.61	1.85	204.10
10	0.62	1.78	186.87	0.52	1.78	245.45	0.50	1.48	196.88
11	0.56	1.88	238.76	0.61	1.95	219.49	0.49	1.53	210.13
12	0.51	1.53	200.61	0.58	2.06	255.68	0.55	1.66	202.86
median	0.55	1.83	210.88	0.58	1.79	242.38	0.55	1.68	204.10
range	0.45	1.53	175.53	0.43	1.50	132.61	0.44	1.48	168.62
	~0.67	~2.04	~320.69	~0.72	~2.06	~516.75	~0.66	~2.12	~284.29

Table 3. Median & range of Lp value and %change before and after treatment in 3 groups.

Group	Before Treatment		After Treatment		%change	
	median	range	median	range	median	range
AS	0.55	0.45~0.67	1.83	1.53~2.04	210.88	175.53~320.69
AL	0.58	0.43~0.72	1.79	1.50~2.06	242.38	132.61~516.75
EP	0.55	0.44~0.66	1.68	1.48~2.12	204.10	168.62~284.29

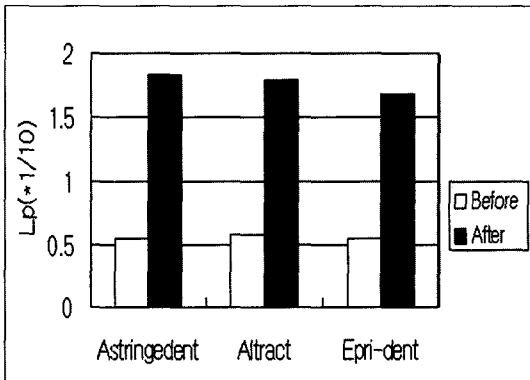


Fig. 3. Comparison of median Lp values before and after treatment in 3 groups.

3가지 약제 모두에서 처치 후가 처치 전에 비해 Lp 값이 증가하였으며 변화량은 Attract®(242.38%),

Table 4. Comparison of Lp values before and after treatment in 3 groups(Wilcoxon signed rank test).

Group	Prob > s
AS	0.0010
AL	0.0005
EP	0.0010

Astringedent®(210.88%), Epri-dent®(204.10%) 순으로 높게 나타났다.

모든 약제가 상아질의 투과도를 증가시키는 효과가 있다고 할 수 있었으나 Kruskal-Wallis test결과 각 약제간의 통계학적인 유의차는 없었다(p>0.05,

Table 5)

Table 5. Comparison of %change among 3 groups (Kruskal-Wallis test).

NPAR1WAY PROCEDURE					
Wilcoxon Scores (Rank Sums) for Variable CHANGE					
Classified by Variable GROUP					
Group	N	Sum of Scores	Expected Under HO	Std Dev Under HO	Mean Score
A	11	199.0	192.500000	27.1646216	18.0909091
B	12	232.0	210.000000	27.7488739	19.3333333
C	11	164.0	192.500000	27.1646216	14.9090909

Kruskal-Wallis test (Chi-Square Approximation)

CHISQ = 1.1901

DF = 2

Prob > CHISQ = 0.5515



Fig. 4. SEM of dentinal surface covered with smear layer before treatment.

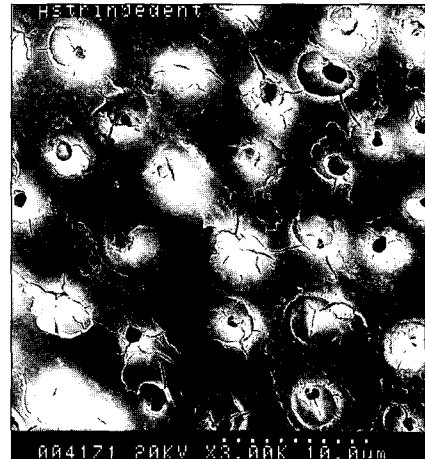


Fig. 5. SEM of dentinal surface exposed to Astringedent for 2 minutes.

2. 주사전자현미경 소견

Fig. 4는 약제를 처치하기 전에 관찰한 결과로 도말층이 잔존되어 있으며 상아세관은 조직파편들로 폐쇄되어 있음을 알 수 있었다($\times 3,000$).

Fig. 5~7은 각각의 지혈제로 2분간 처리한 결과로도 말층이 대부분 제거되었고 산 부식의 결과 세관입구를 막고있던 조직파편들이 완전히 혹은 부분적으로 제거되어 전체적으로 상아세관의 부분 개방형태의 모습을 보이고 있었다.

Fig. 5는 Astringedent®를 2분간 처리한 모습이다.

관주 상아질이 제거되기 전과 부분적으로 제거된 모습이 관찰되었다($\times 3,000$).

Fig. 6은 Altract®를 2분간 처리한 모습이다. 상아세관이 부분적으로 개방된 모습이 관찰되었다($\times 3,000$).

Fig. 7은 Epri-dent®를 2분간 처리한 모습이다. 역시 상아세관이 부분적으로 개방되어 있었다($\times 3,000$).



Fig. 6. SEM of dental surface exposed to Altract for 2 minutes.

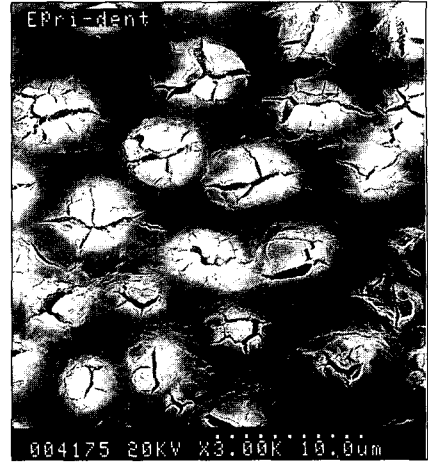


Fig. 7. SEM of dental surface exposed to Epri-dent for 2 minutes.

IV. 총괄 및 고찰

도말층은 석회화된 치아조직을 치과용 수작업 기구 혹은 회전절삭 기구로 삭제하였을 때 생성된다. 상아질 도말층은 서로 긴밀히 연결된 미세 결정 입자로 이루어진 조직파편이며 물로 제거되지 않으나 산으로 처리하면 용해된다. 보통 1~5 μ m 정도의 두께로 덮여있으며 절삭기구의 종류에 따라서 그 두께가 달라질 수 있다¹⁰⁾.

여러 학자들에 의해서 수복 치료 중 도말층의 처리 여부에 대해서 다양한 논쟁이 있어왔는데, Pashely 등은 도말층이 상아세관의 입구를 폐쇄시킴으로써 치수로 전해지는 유해물질의 확산을 막을 수 있고 여러 박테리아가 치수로 침범하는 것을 막아주는 장벽역할을 하며 외동 이장재 보다도 상아질 투과도를 더 잘 감소시킬 수 있는 점들을 들어서 도말층을 남겨야한다고 주장했다^{13,20,35)}. 이에 대해서 Brännström 등은 도말층이 남아있을 경우 복합 레진과 접착 시 결합강도를 약화시키고³⁶⁾ 이로 인한 상아질 표면과의 부착력이 제한되는 결과 변연 누출이 일어나는 단점을 지적하며 도말층을 제거하면 이장재료와 수복재료의 결합력이 증가하기 때문에 이를 제거해야 할 필요가 있다고 했다^{37,38)}. 그밖에 다른 연구자들은 특정 수복재를 사용 시에만 선택적으로 도말층을 제거할 것을 주장하였다. 예를 들어 Garcia 등은 글래스아이오노머 수복물 사용 시 도말층을 제거하는 것

이 유리하다고 했고³⁸⁾ Srisawaski 등은 글래스아이오노머 이장재가 없는 복합 레진 수복 시엔 도말층을 유지할 것을 주장하였다³⁹⁾.

유체역학 이론에 의하면 치아삭제 후 상아질이 노출되었을 때 외부로부터의 자극이 상아세관액을 이동시키게 되고 이로 인해 치수신경이 자극을 받아서 동통을 유발하게 된다^{8,9)}. 이때 이러한 세관액의 이동을 '세관내 투과도'라고 하며^{15,16)} 이는 노출된 상아질이나 수복 상아질의 지각과민을 일으키고⁴⁰⁾ 치수로부터의 세관액의 밖으로의 이동과 연관되어 있다¹⁶⁾. 상아질을 산 부식시키면 상아질 표면의 도말층과 도말층 충전물을 제거하여 투과도를 증가시키면서 동시에 약 2~7 μ m 정도의 관상 상아질의 무기물질을 제거시키게 된다. 그 결과 남아 있는 교원섬유소 사이로 무기물질들이 있던 공간이 생기게 되는데 이 공간으로 레진이 젖어들 수 있게 되며⁴¹⁾ 이를 '세관내 투과도'라고 한다^{15,16)}. 따라서 상아질의 산부식후 개방된 세관을 막아주어서 지각과민과 변연 누출을 방지하는 것은 세관내 투과도이며 본 연구에서 말하는 투과도는 주로 세관내 투과도를 의미한다.

본 연구에서는 in vitro에서 상아질 디스크 상에서 서로 다른 3가지 종류의 산성을 띤 지혈제를 도포해서 약제 처지전과 후를 비교한 후 각각의 지혈제들이 상아질의 투과도를 변화시켰는지 살펴보고 각 약제들이 상아질 투과도에 미치는 영향을 비교하는 것을 목적으로 실시하였다.

이를 위해서 Pashely가 고안한 스폴릿 챔버 장치를 이용하였고 hydraulic conductance(L_p)값을 측정하여 투과도를 정량화 시켰다. 각 챔버와 'O' 링 사이의 미세 누출이 없는 것을 증명하기 위하여 불 투과성의 폴리에틸렌 디스크를 상아질 디스크 대신 위치시킨 후 생리식염수의 투과와 공기방울의 이동이 없는 것을 확인하였다. 총 3개의 군으로 나누어서 각 군당 12개씩의 상아질 디스크를 가지고 실험하였는데 그 중 2개의 디스크가 파절되어 총 34개의 디스크로 실험을 하였다. 이는 챔버 장치를 조이는 과정에서 과부하에 의한 균열로 추측된다. 정확한 비교를 위해서 상아질 디스크는 단위면적 당 같은 양의 상아세관을 가져야 하고 상아세관의 잘린 각도가 일정해야 하며 각 세관의 직경이 같아야 한다²⁹⁾. 본 연구에서는 상아법랑경계 아래와 치수 각 위 사이의 1mm 두께의 치관부 상아질 디스크를 사용하였는데 치관부 상아질의 경우 치수에서 상아법랑경계 부위로 갈수록 상아세관수가 점차 줄어들며 세관의 직경도 점차 감소하는 양상을 보이므로 균질화된 디스크 표본을 얻기가 힘들었다²⁹⁾. 이에 비해 치근부 상아질은 이러한 차이가 별로 없기 때문에 치근부 상아질을 표본으로 사용했으면 비균질화된 표본 사용으로 인한 표본오차를 좀 더 줄일 수 있었을 것이라고 생각된다. 또 표본으로 우식이 없는 치아를 사용했는데 우식 치아와 우식이 없는 치아를 비교할 때 치아 삭제 후 도말층 발생은 서로 비슷하지만 산부식 후 우식이 없는 치아는 조직파편이 완전히 제거된 개방된 세관입구를 보이는 반면 우식 치아의 경우엔 세관입구의 조직파편이 완전히 제거되지 않고 부분적으로 막혀있는 것을 볼 수 있으며 이차 상아질의 형성으로 인해 세관액의 이동이 줄어들어 있다고 한다²⁰⁾. 따라서 우식 치아와 비우식 치아를 함께 시편으로 제작했다면 우식 치아에서 hydraulic conductance(L_p)가 더 감소되어 나타나게 되어 표본오차가 발생되었으리라 생각되어 본 연구에서는 비우식 치아를 사용하였다.

각 약제간의 처치 전과 처치 후의 투과도에 미치는 영향을 비교하기 위해서 L_p 의 %변화값을 사용하였으며 이는 사용 전 상아질 디스크 자체가 가지고 있는 생물학적인 다양성으로 인한 표본오차를 고려한 것이다²⁾.

Hydraulic conductance값에 영향을 주는 요소들은

여러 가지가 있다. Pashely 등은 상아질 디스크와 치관 분절을 이용한 실험에서 도말층의 존재 유무와 상관없이 치수 각의 윗 부분인 가장자리엔 투과도가 높고 중앙부위에서는 낮다고 하였으며 이는 치수쪽에 가까울수록 단위면적 당 세관의 수가 많아지고 직경이 커진다는 사실로 설명할 수 있다고 하였다⁴⁾.

Garbaroglio와 Brännström 등은 여러 부위의 세관 직경을 관찰한 결과 치수 근처에선 약 2.5 μ m, 상아법랑경계 근처에선 약 0.8 μ m의 값을 측정하였다¹⁴⁾.

Pashely 등은 상아질 디스크의 표면적, 두께, 온도, 발치 후 저장시간 등을 다양하게 변화시켜서 이들과 상아질 투과도 사이의 상관관계들을 조사하였다⁴²⁾. 상아질의 투과도는 표면적의 변화에 직접적으로 비례하여 증가됨을 볼 수 있었고 증가되는 정도는 디스크가 법랑질쪽보다 치수쪽에 위치한 경우 더 크게 나타났다. 온도의 경우 25 $^{\circ}$ C에서 35 $^{\circ}$ C로 약 10 $^{\circ}$ C를 증가시키자 투과도가 약 2배 증가됨을 볼 수 있었다. 그리고 발치 후 저장시간과 투과도 사이의 상관관계는 거의 없으나 초기의 짧은 기간 동안에 약간의 투과도의 증가를 보인다고 하였다^{42,43)}. 본 연구에 사용된 치아들은 발치 후 다양한 정도의 저장시간을 가지고 있었으며 저장시간이 투과도에 미치는 영향은 없는 것으로 가정하고 실험하였다. 가장 큰 영향을 미치는 요소로는 디스크의 두께를 들 수 있으며 두께를 감소시킬수록 투과도는 점차 증가하였고 같은 두께에서는 법랑질쪽에서 치수쪽으로 두께를 감소시킨 경우가 치수쪽에서 법랑질쪽으로 두께를 감소시킨 경우보다 더 큰 투과도의 증가를 보였다⁴²⁾. 이는 치수쪽과 법랑질쪽의 단위면적 당 세관의 수와 직경이 다를 수 있음을 설명한 Brännström의 주장으로 이해될 수 있다.

본 연구에서는 도말층의 효과를 재현하기 위해서 120grit의 연마지로 제작된 상아질 디스크 표면을 30초 동안 문질러서 비슷한 정도의 도말층이 생성되었다고 가정하였다.

Dippel 등에 의하면 실제 임상에서는 치아삭제 시 다이아몬드 바, 카바이드 바, 치즐 같은 수 작업 기구로 삭제 후 발생하는 도말층은 사용된 바의 종류나 회전속도에 관계없이 산부식후 비슷한 세관개방의 효과를 나타낸다고 하였다²⁹⁾.

실험에 사용된 3가지 지혈제들은 모두 대략 0.9에서 2.6사이의 비슷하게 낮은 pH를 가지고 있었고 주

사전자현미경으로 관찰한 결과 모든 약제에서 처치 후에 도말층이 대부분 제거된 것을 볼 수 있으며 비슷한 정도의 상아세관 개방정도를 보였다. 그러나 모든 약제에서 도말층이 완전히 제거되지는 않았으며 상아세관이 부분적으로 개방되거나 폐쇄된 양상을 관찰할 수 있었다. 이는 주사전자현미경 사진을 위해 제작된 시편 위에 약제를 처리하는 과정에서 약제가 디스크 표면에 충분히 도포가 되지 않았거나 도포시간이 부족했기 때문이라고 사료된다.

산 부식에 의해 개방된 상아세관은 확산이나 모세관 현상 혹은 다량의 액체이동 등에 의해서 산을 치수쪽으로 이동시킬 가능성이 있다. 상아질이 산 부식되면 칼슘이나 인산이온이 치아 표면으로부터 유리되며 이들은 산으로부터 나오는 수산이온을 중성화시키는 완충효과가 있다. 이로 인해 상아세관액은 산 처치 후에도 수소이온의 농도증가가 크지 않아서 산으로부터 치수를 보호하며 치수염증이나 괴사를 유발시키지 않는다고 하였다^{20,44)}. 그러나 이러한 연구들은 단기간의 자료들이며 치수의 염증이나 괴사는 천천히 고통 없이 나타나기 때문에 최소 6개월에서 1년 정도의 긴 기간의 평가가 요구되어야 한다. 현재까지 어느 정도 깊이까지 산이 침투하는지 그리고 산을 중성화시키는 완충능력이 적절한지에 대해서는 확실히 밝혀지지 않고 있으며 계속적인 연구가 필요하다.

산성인 지혈제를 사용하면 도말층을 제거하게 됨으로 인해 상아세관을 통한 투과도가 증가하여 지각과민이 증가되는 단점을 보일 수 있다. 이 같은 단점을 극복하기 위해서 최근엔 tetrahydrozoline이나 oxymetazoline같이 지혈작용을 나타내면서 동시에 pH가 중성이어서 도말층을 보존시켜 지각과민을 야기하지 않는 새로운 지혈제들이 점차 사용되고 있으며^{34,45)} 이들의 처치 후에 부가적으로 개방된 세관입구를 폐쇄하는 탈감작제의 사용이 고려되어야 한다. 또한 불필요한 과량의 지혈제의 사용이나 삭제된 상아질 면을 장기간 지혈제에 노출시키는 것은 피하는 것이 상아질 투과도의 증가에 의한 치수의 지각과민 등을 줄일 수 있는 방법이라고 생각된다. 이러한 지혈제를 사용하여야 하는 경우 상아질 세관의 개방이 우려되므로 이를 방지하기 위한 다양한 방법들이 연구되어야 할 것으로 사료된다.

V. 결 론

치과용 지혈제가 상아질 투과도에 미치는 영향을 알아보기 위하여 우식이나 마모가 없는 제3대구치를 발거하여 1mm두께의 치관부 상아질 디스크를 제작한 다음 스플릿 챔버 장치를 이용하여 Astringent, Altract, Epri-dent를 도포하기 전과 후에 측정된 hydraulic conductance와 주사전자현미경 사진을 비교 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 모든 군에서 약제 도포 후 hydraulic conductance가 유의성 있게 증가하였다($p < 0.05$).
2. 연구에 사용한 지혈제간 hydraulic conductance의 %변화 비교 시 통계학적 유의차가 없었다 ($p > 0.05$).
3. 주사전자현미경 관찰에서 모든 군에서 약제 처치 후 도말층이 제거되어 상아 세관의 부분적인 노출이 관찰되었다.

이상의 결과를 토대로 인상채득 시 무분별한 지혈제의 사용을 피하고, 사용 시에는 상아질 보호를 위한 여러 가지 방법이 필요하리라 사료되었다.

참 고 문 헌

1. Anderson DJ, Hannam AG, Matthews B : Sensory mechanisms in mammalian teeth and their supporting structures. *Physiol Rev* 50:171-195, 1970.
2. Greenhill JD, Pashely DH : The effect of desensitizing agent on the hydraulic conductance of human dentin in vitro. *J Dent Res* 60:686-698, 1981.
3. Brushear AD : The innervation of the teeth. An analysis of nerve fiber components of the pulp and periodontal tissues and their probable significance. *J Comp Neurol* 64:169-185, 1936.
4. Bernick S : Innervation of the human tooth. *Anat Rec* 101:81-107, 1948.
5. Avery JK, Rapp R : An Investigation of the mechanism of neural impulse transmis-

- sion in human teeth. *Oral Surg* 12:190-198, 1959.
6. Frank RM : Attachment sites between odontoblast process and the interdental nerve fiber. *Arch Oral Biol* 13:833-834, 1968.
 7. Brännström ML, Linden A, Storom A : The hydrodynamics of dentin and pulp fluid : Its significance in relation to dental pain. *Caries Res* 1:310-317, 1967.
 8. Anderson DJ, Matthews B, Shelton LE : Variations in the sensitivity to osmotic stimulation of human dentin. *Arch Oral Biol* 12:43, 1967.
 9. Brännström M, Johnson G, Nordenvall K-J : Transmission and control of dentinal pain : Resin impregnation for the desensitization of dentin. *J Am Dent Assoc* 99:612, 1979.
 10. Rauschenberge CR : Dentin permeability. The clinical ramification. *DCNA* 36:527-542, 1992.
 11. Pashely DH : Dentin permeability : Theory and practice. In *experimental endodontics*. CRC Press Inc., Boca Raton, FL.:19-49, 1990.
 12. Pashely DH : Dentin permeability and its role in the pathology of dentin sensitivity. *Arch Oral Biol* 39, suppl:73s-80s, 1994.
 13. Pashely DH : Smear layer : Physiologic considerations. *Oper Dent* 9:13-29, 1984.
 14. Pashely DH, Andringa HJ, Derkson GD, Derkson ME, Kalathoor SR : Resional variability in the permeability of human dentin. *Arch Oral Biol* 32:519-523, 1987.
 15. Pashely D.H., Carvalho R.M.: Dentin permeability and dentin adhesion. *J Dentistry* 25:355-372, 1997.
 16. Pashely DH, Ciucchi G, Sano H, Homer JA : Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence International* 249:618-631, 1993.
 17. Pashely DH, Livingstone MJ, Greenhill JD : Regional resistances to fluid flow in human dentin in vitro. *Arch Oral Biol* 23:807, 1978.
 18. Pashely DH, Livingstone MJ, Outhwaite W : Dentin permeability changes produced by iontophoresis. *J Dent Res* 57:77, 1978.
 19. Pashely DH, Livingstone MJ, Reeder OW, Horner J : Effects of the degree of tubule occlusion on the permeability of human dentin in vitro. *Arch Oral Biol* 23:1127-1133, 1978.
 20. Pashely DH, Michelich V, Kehl T : Dentin permeability : Effects of smear layer removal. *J Prosthet Dent* 46:531-536, 1981.
 21. Brännström M, Astrom A : A study on the mechanism of pain elicited from the dentin. *J Dent Res* 43:619-625, 1964.
 22. Brännström M, Linden L, Johnson G : Movement of dentinal and pulpal fluid caused by clinical procedures. *J Dent Res* 47:679-682, 1968.
 23. Anderson DJ, Matthews B, Gorretta G : Fluid flow through human dentin. *Arch Oral Biol* 12:209-216, 1969.
 24. Brännström M, Johnson G, Linden L : Fluid flow and pain response in the dentin produced by hydrostatic pressure. *Odont Revy* 20:16-30, 1969.
 25. Johnson G, Brännström M : The sensitivity of dentin : Changes in relation to conditions at exposed tubule apertures. *Acta Odont Scandl* 32:29-38, 1974.
 26. Reeder Jr OW, Walton RE, Livingstone MJ, Pashely DH : Dentin permeability : Determinants of hydraulic conductance. *J Dent Res* 57(2):187-193, 1978.
 27. Bradford EA : The dentine a barrier to caries. *Br Dent J* 109:387, 1960.
 28. Brännström M, Johnson C : Effect of various conditions and cleaning agent on prepared dentin surfaces : A scanning electron microscopic investigation. *J Prosthet Dent* 31:422, 1974.
 29. Dippel HW, Borggreven JMPM, Hoppenbrouwers PMM : Morphology and permeability

- of the dentinal smear layer. *J Prosthet Dent* 52:657-662, 1984.
30. Rimondini L, Baroni C, Carrass A : Ultrastructure of hypersensitive and non-hypersensitive dentin : A study on replica models. *J Clin Periodontol* 22:899-902, 1995.
 31. Boyer DB, Svare CW : The effect of rotary instrumentation on the permeability of dentin. *J Dent Res* 60:966, 1981.
 32. Brännström M : Etiology of dentin hypersensitivity. *Proc Finn Dent Soc* 88(suppl 1):7-13, 1992.
 33. Land MF, Rosenstiel SF, Sandrik JL : Disturbance of the dentinal smear layer by acidic hemostatic agents. *J Prosthet Dent* 72:4-7, 1993.
 34. Woody RD, Miller A, Staffanou RS : Review of the pH of hemostatic agents used in tissue displacement. *J Prosthet Dent* 70:191-192, 1993.
 35. Wieman A, Drake D : Effect of smear layer on in vitro root canal bacterial colonization. *J Endodontics* 17:189, 1991.
 36. Strassler HE, Nathanson D : The new generation dentin bonding agents. *Alpha Omega* 81:28, 1988.
 37. Brännström M : Smear layer : Pathological and treatment considerations. *Oper Dent* suppl 3:35-42, 1984.
 38. Garcia-Godoy F : Dentin surface treatment and shear bond strength of a light-cured glass ionomer. *Am J Dent* 5:283-285, 1992.
 39. Srisawaski S, Boyer DB, Reinhardt JW : The effect of removal of the smear layer on microleakage of class V restorations in vitro. *Dent Mater* 4:384-389, 1988.
 40. Brännström M, Astrom A : The hydrodynamics of the dentin : Its possible relationship to dental pain. *International Dentistry Journal* 22:219-227, 1972.
 41. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E : Promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomedical Materials Research* 16:265-273, 1982.
 42. Reeder OW, Livingstone MJ, Pashely DH : Effects of changes in surface area, thickness, temperature, and post extraction time on human dentin permeability. *Arch Oral Biol* 21:599-603, 1976.
 43. Goodis HE, Marshall Jr GW, White JM : The effects of storage after extraction of the teeth on human dentin permeability in vitro. *Arch Oral Biol* 36:561-566, 1991.
 44. Cox CF, Snuggs HM : Biological considerations regarding the acid theory of dental pulp necrosis. *J Dent Res* 69:356, 1990.
 45. Land MF, Couri CC, Johnston WM : Smear layer instability caused by hemostatic agents. *J Prosthet Dent* 76:477-482, 1996.

Reprint request to:

Keun-Woo Lee, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Yonsei University
 134, Shinchon-Dong, Seodaemoon-Gu, Seoul, 120-749, Korea
 Tel. 82-2-361-8720, 8733 Fax. 82-2-393-0177

ABSTRACT

THE EFFECT OF HEMOSTATIC SOLUTIONS ON DENTIN PERMEABILITY

Chong-Hyun Kim, D.D.S., June-Sung Shim, D.D.S. Ph.D., Keun-Woo Lee, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Yonsei University

Before impression making in the fixed restorations or other prosthesis, hemostatic solutions are used for hemostasis and moisture control.

Hemostatic solutions effectively control bleeding but their major ingredients, acid removes smear layers which are formed in the tooth preparation, exposes the dentinal tubular orifices which are occluded by smear layers, makes dentinal tubular fluid displace more easily to the various external stimulus, and according to the hydrodynamic theory, consequently causes dentin hypersensitivity.

To know the effect of hemostatic solutions on dentin permeability, coronal dentin discs, 1mm in thickness, were prepared from extracted third molars free from decay and wear, and a split chamber device was used. Hydraulic conductance values and SEMs, which were measured before and after treatment with Astringedent[®], Altract[®] and Epri-dent[®], were compared and analyzed. The following conclusions were drawn:

1. Hydraulic conductance values which were measured after the treatment of hemostatic solutions were increased in all groups($p < 0.05$).
2. %change values of hydraulic conductance were compared but no significant difference was found among the three hemostatic solutions($p < 0.05$).
3. On SEM observations of all groups, after treatment smear layers were removed and dentinal tubular orifices were partially exposed.

On the basis of these conclusions, the reckless use of hemostatic solutions should be restricted, and when in use, various methods should be considered to protect dentin.

Key words : Dentin permeability, Hemostatic solution, Dentin hypersensitivity, Smear layer, Hydrodynamic theory