

광중합형 수복용 복합레진의 기계적 성질에 미치는 수중침적과 Thermal Cycling의 영향

배태성·김태조·김효성

= Abstract =

Effect of Immersion in Water and Thermal Cycling on the Mechanical Properties of Light-cured Composite Resins

Tae Sung Bae, Tae Jo Kim, Hyo Sung Kim

This study was performed to investigate the effects of immersion in water and thermal cycling on the mechanical properties of light cured restorative composite resins. Five commercially available light-cured composite resins(Photo Clearfil A : CA, Lite-Fil A : LF, Clearfil Photo Posterior : CP, Prisma AP.H. : PA, Z100 : ZH) were used. The specimens of 12 mm in diameter and 0.7 mm in thickness were made, and an immersion in 37°C water for 7 days and a thermal cycling of 1000 cycles at 15 second dwell time each in 5°C and 55°C baths were performed. Biaxial flexure test was conducted using the ball-on-three-ball method at the crosshead speed of 0.5mm/min. In order to investigate the deterioration of composite resins during the thermal cycling test, Weibull analysis for the biaxial flexure strengths was done. Fracture surfaces and the surfaces before and after the thermal cycling test were examined by SEM. The highest Weibull modulus value of 10.09 after thermal cycling test, which means the lowest strength variation, was observed in the CP group, and the lowest value of 4.47 was observed in the LF group. Biaxial flexure strengths and Knoop hardness numbers significantly decreased due to the thermal cycling ($p < 0.01$), however, they recovered when specimens were dried. The highest biaxial flexure strength of 125.65MPa was observed in the ZH group after the thermal cycling test, and the lowest value of 64.86MPa was observed in the CA group. Biaxial flexure strengths of ZH and CP groups were higher than those of PA, CF, and CA groups after thermal cycling test($p < 0.05$). Knoop hardness numbers of CP group after the thermal cycling test was the highest($95.47 \pm 7.35 \text{ kg/mm}^2$) among the samples, while that of CA group was the lowest($30.73 \pm 2.58 \text{ kg/mm}^2$). Knoop hardness numbers showed the significant differences between the CP group and others after the thermal cycling test($p < 0.05$). Fracture surfaces showed that the composite resin failure developed along the matrix resin and the filler/resin interface region, and the cracks propagated in the conical shape from the maximum tensile stress zone.

Key words : Light-cured composite resin, Thermal cycling test, Biaxial flexure strength, Knoop hardness

서 론

구치부 수복용 재료로서 널리 적용되어 온 아말감은 압축강도, 내마모성, 방사선 불투과성 및 조작성 등의 면에서 수복재료로서 우수한 장점을 갖고 있으나, 심미성의 결여와 환경위생의 면에서 아말감에 의한 수은오염이 문

제시 되면서, 심미성이 우수하고 치질에 대한 접착력이 있는 복합레진이 전치부는 물론 구치부 수복용 재료로서도 그의 응용이 확대되고 있다.

복합레진은 레진기질, 분산상인 filler 및 이들 두 상을 결합시키는 결합제로 구성되며, 레진기질과 filler의 개선 및 접착기법의 발달 등으로 수복재료로서의 미비점이 크

전북대학교 치과대학 치과재료학교실 및 치의학 연구소

Department of Dental Materials, and Institute of Dental Science, School of Dentistry, Chonbuk National University
통신저자 : 배태성, (560-020) 전주시 완산구 경원동 3가 14번지, Tel.(0652)81-2025, Fax.(0652)81-2025

게 개선되었지만, 여전히 파절이나 마모에 대한 저항성이 낮은 것이 단점으로 지적되고 있다. 구강내에서 나타나는 복합레진의 강도저하의 원인으로서는, Power 등[1], Roulet [2]는 과도한 응력의 작용시에 일어나는 레진의 퇴화가 물성 저하의 원인이라고 하였고, Draughn[3], Asmussen과 Jörgensen[4], Mazer 등[5]은 저작에 의한 반복응력으로 피로를 일으키기 때문이라고 하였다. Chen과 Brauer [6], Kamel과 Neri[7] 등은 수분의 침투로 인한 실란결합의 파괴 때문이라고 하였고, Söderholm[8,9], Roulet와 Wälti[10], Bascem[11], Drummond[12]는 수분에 의한 filler와 레진의 응력부식과 균열선단에서의 수분의 확산 때문이라고 하였으며, Troung과 Tyas[13]는 레진의 중합수축으로 일어나는 레진과 filler 계면의 미세균열이 반복응력의 작용으로 균열성장을 일으키기 때문이라고 하였다.

구강내에서는 저작과정에서 높은 응력과 반복응력이 발생하고, 음식물에 의한 온도변화와 수분, 타액과 박테리아 등의 복합적 요인이 수복재료의 내구성에 영향을 미치므로, 임상성적을 예측하기 위해 구강환경과 유사한 조건하에서의 물성평가가 요구되며, 저작을 상정한 반복하중의 영향[3-5], 수중침적과 온도변화의 영향[14-16] 등을 고려한 연구가 빈번하게 이루어져 왔다.

구강내에서의 온도변화의 영향을 평가하기 위해, Miyazaki 등[15]은 37°C의 증류수하에서의 수중침적과 4-60°C에서의 thermal cycling을 행하였고, Wendt 등[17]은 구강내에서 나타날 수 있는 온도범위인 최저 4-8°C, 최고 45-60°C가 적절하다고 하였다. 본 연구에서는 음식물의 섭취중에 일어날 수 있는 수분과 반복되는 온도변화가 구강내 복합레진 수복물에 미치는 영향을 평가하기 위해, 최근 임상에서 이용되어 온 5종의 광중합형 수복용 복합레진을 실험재료로 선택하여, 수중침적과 thermal cycling이 2축굽힘강도와 표면층의 경도에 미치는 영향을 조사하였다.

실험재료 및 방법

1. 실험재료

실험재료로는 최근 치과임상에서 이용되고 있는 5종의

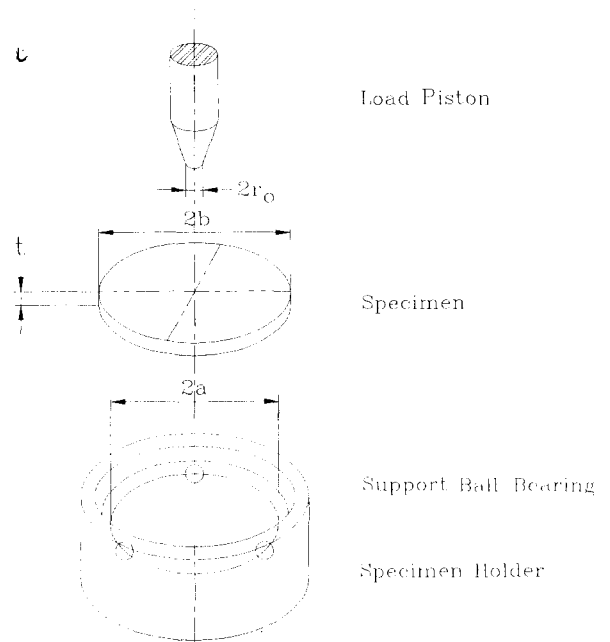


그림 1. ball-on-three-ball 법을 적용한 2축굽힘시험에 관한 모식도

Fig. 1. Schematic illustration of a ball-on-three-ball loading system

가시광선 중합형 수복용 복합레진을 사용하였다(Table 1).

2. 실험방법

1) 시편 제작

직경 12mm × 두께 0.7mm의 원판상 시험편을 제작하기 위해 원주상의 금형에 복합레진을 주입한 다음 셀룰로이드 판을 압접한 상태에서 시편의 중앙부와 상하좌우의 5 위치에서 각각 30초씩 150초 동안 광중합을 시행하였다. 준비된 시편은 #240~#600 grit 단계까지 SiC 연마지(Beuhler Ltd.)로 연마하였으며, 이어서 인장을 받는 표면의 연마흔을 제거하기 위해 0.1µm alumina 단계까지 경면연마하였다. 구강환경과 유사한 온도변화 조건하에서 수분이 복합레진의 강도에 미치는 영향을 평가하기 위해, 준비된 시편을 건조기 내에서 7일 동안 건조, 37°C의 증

Table 1. Materials used in this study

Brand	Code	Shade	Manufacturer
Photo Clearfil A	CA	A2	Kuraray Co., Ltd.
Lite-Fil A	LF	U	Shofu Inc.
Clearfil Photo Posterior	CP	XL	Kuraray Co., Ltd.
Prisma AP.H.	PA	U	Caulk Dentsply Co.
Z100	ZH	B2	3M Co.

류수하에 7일 동안 수중침적, 5°C와 55°C의 수중에서 1000회의 thermal cycling 시험 및 thermal cycling 시험 후 7일 동안 건조의 4개군으로 분류하였다. thermal cycling 시험은 5°C와 55°C의 수중에서 유지시간 15초, 배수후 20°C의 실내에서 유지시간 15초의 조건으로 시행하였다.

2) 2축굽힘시험 및 Weibull 분석

본 연구에서는 복합레진의 강도 평가를 위해 주로 취성이 큰 얇은 세라믹 재료에서 널리 적용되는 방법인 2축굽힘시험(Bi-axial Flexure Test)을 실시하였다. Fig. 1에 표시한 것과 같이, 직경 9mm의 유지 원주상에 직경 1.5mm의 강구 3개를 등간격으로 위치시킨 다음, 직경 12mm × 두께 0.7mm의 원판상 시편을 그 위에 올려놓은 상태에서 동일한 크기의 강구를 사용하여 시료 중앙부에서 crosshead speed 0.5mm/min으로 압축력을 가하였다. 2축굽힘강도(σ)는 Marshall[18]과 Shetty 등[19]이 발전시킨 식 (1)을 이용하여 계산하였다.

$$\sigma = \frac{AP}{t^2}$$

$$A = \frac{3}{(4\pi)} \left[2(1+\nu) \ln\left(\frac{a}{r_0}\right) + (1-\nu) \left(\frac{2a^2 - r_0^2}{2b^2} + (1+\nu) \right) \right] \quad (1)$$

$$r_0'' = \sqrt{(1.6r_0^2 + t^2)} - 0.675t$$

여기에서, P = 시편의 파절하중

ν = Poisson 비

a = 지점을 지나는 원주의 반경

b = 시편의 반경

t = 시편의 두께

r_0 = 하중봉 끝 강구의 반경

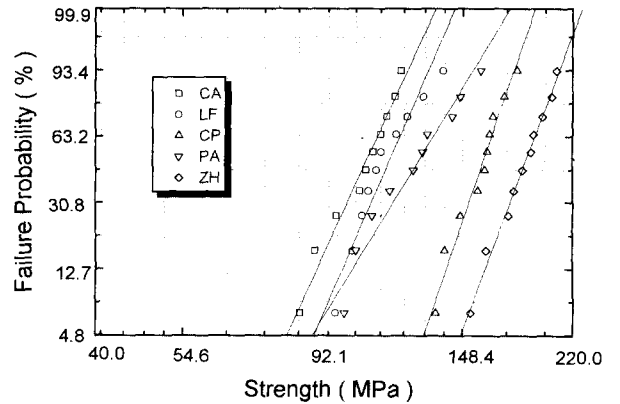
r_0'' = 시편과 하중봉 사이 접촉면의 반경이다.

본 연구에서 복합레진의 Poisson 비는 0.28로 설정하였다 [20].

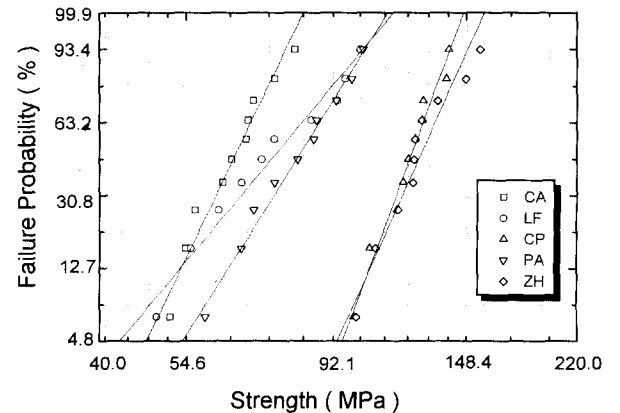
강도의 분산이 큰 취성재료의 파절강도는 확률 통계적 분석이 필요하며, 일반적으로 최약환설(Weakest link theory)로부터 유도한 Weibull 통계가 널리 적용되고 있다[21]. 동일한 조건하에서 측정된 결과를 강도의 크기순으로 배열할 때, 파절강도 σ 인 재료가 이 응력 이하에서 파괴될 확률 P_i 는 식 (2)로 표시된다.

$$P_i = 1 - \exp[-(\sigma/\sigma_0)^m] \quad (2)$$

여기에서, m = Weibull 계수



(a) Dry for 7 days



(b) 1000 thermal cycles

그림 2. 광중합형 수복용 복합레진의 2축굽힘강도에 관한 Weibull 선도

Fig. 2. Weibull Plots of biaxial flexure strength of light-cured composite resins

σ_0 = 특성강도(Characteristic Strength) 이다.

측정된 강도 데이터를 오름차순으로 배열하여 순위를 정한 다음 median rank 법을 적용하여 파괴확률 P_i 를 계산하였다. 이 경우 전체 N개의 데이터 중 i 번째 순위의 강도에 대한 파괴확률 P_i 는 식(3)으로 표시된다.

$$P_i = \frac{i - 0.3}{N + 0.4} \quad (3)$$

식 (2)를 $\ln \ln[1/(1-P_i)]$ 와 $\ln \sigma$ 의 관계로 변환시킨 다음, 컴퓨터(Macintosh Computer Inc.)를 이용하여 파괴확률과 강도의 관계로 도시하였으며, 회귀분석에 의해 Weibull 계수와 특성강도 값을 계산하였다.

실험결과

Fig. 2는 7일간 건조한 군과 1000회 thermal cycling

Table 2. Result of Weibull analysis data of light- activated composite resins

Code	Dry for 7 days		1000 thermal cycles	
	m	σ_0	m	σ_0
CA	9.11	109.52	7.75	68.78
LF	9.14	118.92	4.47	82.59
CP	12.06	164.53	10.09	127.14
PA	6.68	133.84	6.07	87.71
ZH	11.23	191.99	8.01	133.04

시험을 행한 군을 식 (2)를 적용하여 2축굽힘강도와 파괴확률의 관계로 도시한 것으로, 상관관계를 조사한 결과 결정계수 $r^2 > 0.9$ 의 높은 상관관계를 나타냈다. Table 2는 이들 측정결과와 회귀분석 결과를 표시한 것으로, 특성강도 σ_0 는 ZH군이 최대를 보였으나, Weibull 계수 m은 CP군이 최대를 보여, thermal cycling 시험 전후에 가장 낮은 강도의 분산을 보였다.

Fig. 3은 7일간 건조한 군, 37°C의 증류수에 7일간 수중침적한 군, 5°C와 55°C에서 1000회의 thermal cycling을 행한 군 및 thermal cycling 후 7일간 건조한 군의 2축굽힘강도를 비교한 결과이다. 2축굽힘강도는 수중침적군과 thermal cycling 시험군 공히 건조처리군에 비해 현저히 감소하여 유의한 차이를 보였으며($p < 0.01$). 특히 filler로 barium glass를 포함하는 PA 군은 수중침적군과 thermal cycling 시험군 사이에서 유의한 차이를 나타냈다($p < 0.01$). 또한, thermal cycling 후 건조처리한 경우에는 굽힘강도가 크게 회복되어 7일간 건조처리한 군과의 사이에 유의한 차이를 보이지 않았다($p > 0.05$).

1000회의 thermal cycling 시험을 행한 후의 2축굽힘강도는 ZH 군이 125.65 ± 17.04 MPa로 최대를, CA 군이 64.86 ± 9.08 MPa로 최소를 보였으며, ZH군, CP군과 PA군, CF군, CA군 사이에서 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$).

Fig. 4는 1000회의 thermal cycling 시험을 행한 군의 2축굽힘시험 후의 파면에 대한 SEM 사진이다. 파면은 최대인장응력이 발생하는 시료 중앙부에서 균열이 발생하여 방사상으로 전파하여 거시적 파괴에 도달하는 양상을 보였다. 파면의 미시적 관찰 결과, 분쇄석영을 filler로 포함하는 CP군에서는 균열이 레진기질, 레진과 filler의 계면 및 드물게 filler 내부를 가로질러 전파되는 양상을 보였으나, 나머지 실험군에서는 레진기질 및 레진과 filler의 계면을 따라서 전파되는 양상을 보였다.

Fig. 5는 수중침적과 thermal cycling 시에 일어나는 표면층의 미소경도 변화를 평가하기 위해 각 실험군의 Knoop 경도치를 비교한 결과이다. thermal cycling 시험군은 모든 군이 건조처리한 군과의 사이에 유의한 차이를

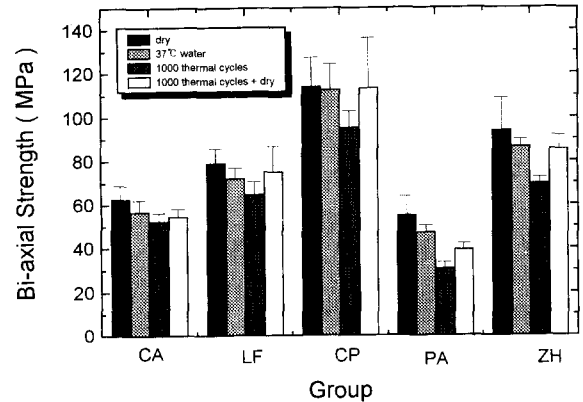


그림 3. 광중합형 수복용 복합레진의 각 실험조건에 따른 2축굽힘강도의 비교

Fig. 3. Comparison of biaxial flexure strength of light-cured composite resins

보였으나($p < 0.01$), 수중침적군은 PA군을 제외한 나머지 군에서는 유의한 차이를 보이지 않았으며($p > 0.05$). 또한 thermal cycling 시험 후에 건조한 경우에는 2축굽힘강도 측정시와 마찬가지로 경도치가 큰폭으로 회복되는 경향을 보였다. 1000회의 thermal cycling 시험을 행한 후의 Knoop 경도값은 CP군이 95.49 ± 7.35 kg/mm²로 최대를, PA군이 30.73 ± 2.58 kg/mm²로 최소를 보였으며, CP군과 나머지 군, ZH군, LF군과 CA군, PA군 및 CA군과 PA군 사이에서 유의한 차이를 나타냈다($p < 0.05$).

Fig. 6은 thermal cycling 시험 전후의 광학현미경사진이다. thermal cycling 시험 전의 연마면은 filler로 분쇄 입자를 포함하는 PA군보다 구상입자를 포함하는 ZH군에서 더 높은 경도와 활백한 표면을 보였다. thermal cycling 시험 후의 표면층에서는 다수의 소공과 미세균열이 관찰되며, 표면층의 거칠기 증가와 함께 경도 저하 양상을 보였다.

Fig. 7은 0.1 μ m alumina 단계까지 경면연마한 후와 1000회의 thermal cycling을 행한 후의 복합레진 표면을 SEM으로 관찰한 것으로, filler에 비해 경도가 낮은 레진 기질이 보다 심하게 연마된 양상이 관찰된다. 표면연마면에서는 드물게 레진과 filler의 결합계면에서 미세균열이 관찰되었지만, thermal cycling을 행한 면에서는 불순물의 흡착과 함께 보다 많은 부위에서 미세균열이 관찰되었으며, 이같은 양상은 분쇄된 유리입자인 barium glass를 filler로 포함하는 PA군에서 두드러졌다.

고 찰

취성재료의 파절강도를 평가하기 위해 압축시험이 행하여 지고 있지만, 파절은 주로 인장응력을 받는 결합부에

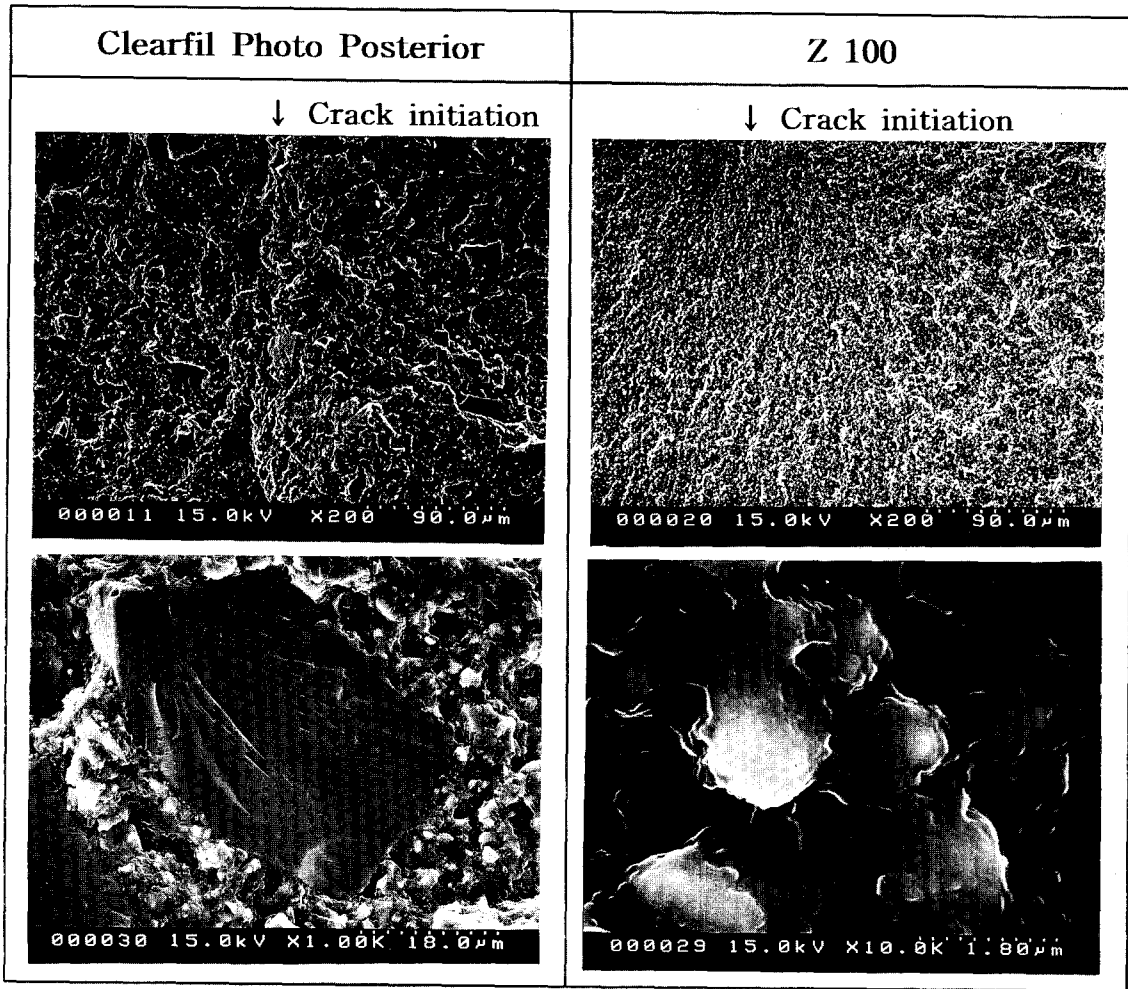


그림 4. 2축굽힘시험 후의 파면에 대한 SEM 사진
Fig. 4. SEM micrographs for fracture surfaces of light-cured composite resins

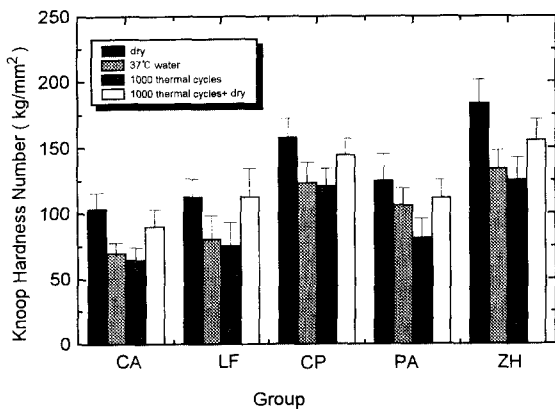


그림 5. 광중합형 복합레진의 각 실험조건에 따른 Knoop 경도 값의 비교
Fig. 5. Comparison of Knoop hardness number of light-cured composite resins

서 발생하므로 굽힘시험에 의한 강도측정법이 널리 적용

되고 있다. 3점이나 4점 굽힘시험은 시편의 폭에 비해서 길이가 길고, 지점에서의 응력집중에 의한 파절이 일어날 수 있으므로, 도재나 복합레진 등의 굽힘강도를 평가하기 위해 종종 원판상의 시편을 이용한 2축굽힘시험이 적용되고 있다[18-24]. Wachtman 등[23]은 2축굽힘시험에서는 최대 인장응력이 중앙 하중점에 나타나므로, 3점이나 4점굽힘시험에서와 같은 부적절한 선단의 파절이 적고, 또한 약간 굽은 시편에서도 용이하게 파절강도를 측정할 수 있는 신뢰도가 높은 강도측정법이라고 하였고, Ban과 Anusavice[24]는 다른 강도측정법에 비해 시편의 크기와 준비절차가 임상조건과 유사한 편리한 방법이라고 하였다. 본 연구에서는 thermal cycling 시의 온도변화 및 수분이 복합레진의 강도에 미치는 영향을 평가하기 위해 2축굽힘시험을 선택하였으며, 시편의 두께 조절이 용이한 점을 감안하여 복합레진 표면층의 열화가 강도에 미치는 영향을 조사하기 위해 두께를 0.7mm로 얇게 만들었다. 강도의 분산이 매우 큰 취성재료의 파절강도 평가시는

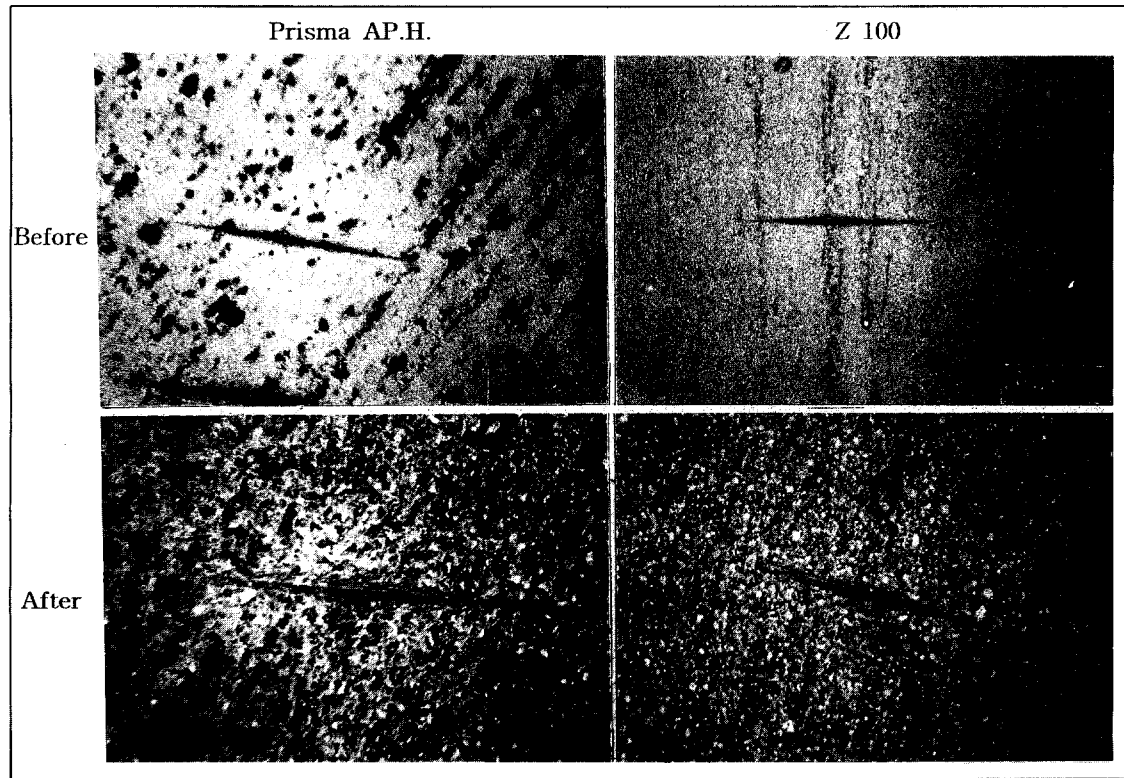


그림 6. thermal cycling 시험 전후의 광중합형 복합레진의 표면에 대한 광학현미경 사진
 Fig. 6. OM micrographs of light-cured composite resins before and after thermal cycling test

강도에 관한 통계적 분석이 필요하며, 일반적으로 파절강도가 재료의 균질성의 함수로 표시되는 Weibull 통계가 널리 적용되고 있다. McCabe와 Walls[25]는 실험치로부터 계산된 Weibull 계수 m 값이 95%의 신뢰한도를 나타내기 위해서는 최소 30개의 시편이 필요하다고 하였고, Anusavice 등[26]은 95%의 신뢰한도에서 m 값을 계산하기 위해서는 많은 수의 시편이 요구되지만, 6개의 시편을 가지고도 90% 이상의 신뢰한도에서 도재의 표면처리 효과를 비교할 수 있다고 하였다. 본 연구에서는 광중합형 복합레진에 대한 thermal cycling의 영향을 평가하기 위해 군당 10개의 시편을 실험군으로 채택하였다.

Weibull 계수 m 은 시편의 강도의 분산이 작을수록 큰 값을 갖지만, 세라믹 재료와 몇가지 취성이 큰 치과재료에서 보통 5-20 정도의 값으로 보고되고 있다[29, 23-27]. 본 연구에서 thermal cycling 시험 전후의 2축굽힘강도에 대한 Weibull 분석을 행한 결과, 모든 군에서 Weibull 계수가 감소하여 thermal cycling의 영향이 나타났다. 특성강도는 ZH군에서 최대를 보였지만, Weibull 계수는 CP군이 최대를 보여 thermal cycling 전후에 가장 낮은 강도의 분산을 나타냈다.

실란 처리한 유리나 실리카 filler를 포함하는 복합레진은 수증침적이나 thermal cycling을 행할 경우, 수분의

침투로 인한 레진기질의 가수성 증가[9-11], 레진의 부가적인 중합수축으로 일어나는 레진과 filler 계면의 미세 균열[13], 수분에 의한 실란 결합의 파괴[6-8] 및 수분에 의한 filler와 레진의 응력부식에 의한 균열전파[8-12] 등 복합적 요인으로 인해 기계적 성질이 저하한다. Chen과 Brauer[6]는 액상의 환경에서 레진과 filler 계면의 실란 결합이 가수분해를 일으키므로 복합레진의 강도가 저하한다고 하였고, Kamel과 Neri[7], Söderholm[8-9]은 레진기질을 통한 수분의 침투로 복합레진의 표면과 내부에서 실란 결합의 파괴가 가능하다고 하였다. Roulet와 Wälti[10]는 복합레진 수복물에 기계적 응력의 작용없이도 filler와 레진기질 사이에서 균열이 관찰된다고 하였고, Söderholm[8]은 구상 실리카의 실란 처리에 의해 filler의 용해도가 감소하지만, 반복응력의 작용 시에 용해도가 증가하므로 응력부식에 민감하지 않은 filler의 선택이 요구된다고 하였다. Bascom[11]은 미세결합부에서의 응력부식과 균열선단에서의 수분의 확산 및 새로운 표면형성에 필요한 표면에너지의 감소 등 복합적 요인이 파절에 영향을 미치며 응력부식의 영향은 정하중하에서보다 반복하중하에서 더 크게 나타난다고 하였고, Drummond[12]는 응력부식은 filler의 표면, filler에 인접한 레진 및 레진기질 내에서 일어날 수 있다고 하였으며, Troung과

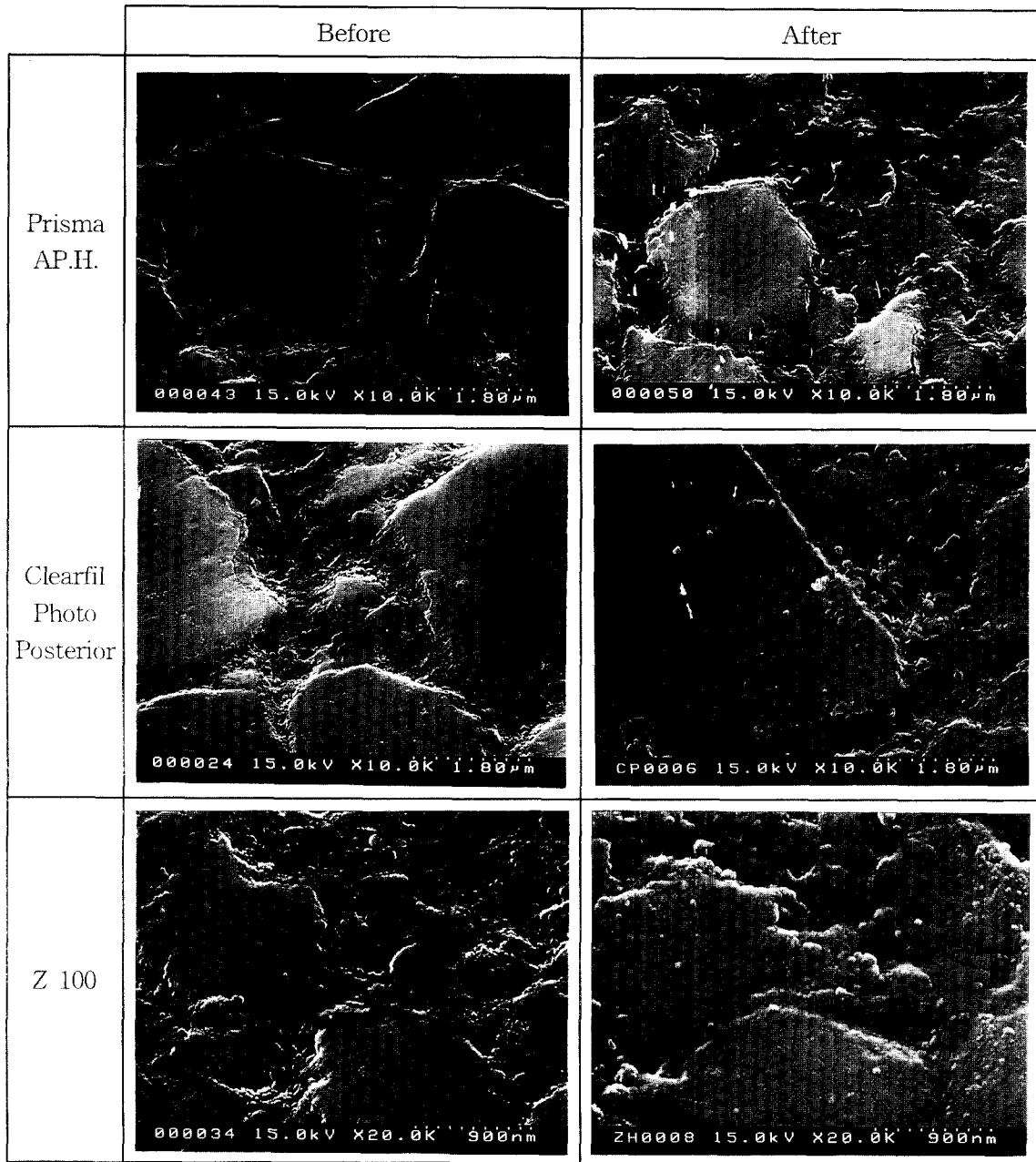


그림 7. thermal cycling 시험 전후의 광중합형 복합레진의 표면에 대한 SEM 사진
Fig. 7. SEM micrographs of light-cured composite resins before and after thermal cycling test

Tyas[13]는 복합레진의 중합 수축시에 발생한 내부응력으로 인해 레진과 filler 계면에서 미세균열이 형성될 경우, 구강내 온도변화와 저작응력 등으로 인해 균열진전을 일으켜 filler와 레진 간의 결합이 약화된다고 하였다. 또한, Miyazaki 등[15]은 수중침적과 thermal cycling 시에 레진의 열화로 인해 강도가 저하한다고 보고하였으며, Hirabayashi 등[16]은 thermal cycling 시험 후에도 광

중합형 복합레진의 압축강도는 큰 변화를 보이지 않으나, 굽힘강도, 마모저항 및 경도가 감소하며, filler와 레진기질의 계면에서 균열이 형성됨을 보고하였다. 본 연구에서 수중침적과 thermal cycling 시험이 2축굽힘강도와 표면경도에 미치는 영향을 조사한 결과, 2축굽힘강도는 수중침적과 thermal cycling 시험군이 전조처리군과 유의한 차이를 보였지만($p < 0.01$), 표면층의 경도는 thermal cy-

cling 시험군은 유의한 차이를 보였으나($p < 0.01$), 수중 침적군은 PA군을 제외한 나머지 군에서는 유의한 차이를 보이지 않았다($p > 0.05$). 수중 침적군에서 나타나는 강도 저하는 수분흡수로 인한 레진기질의 가소성 증가와 수분에 의한 실란 결합의 가수분해, 수분에 의한 filler와 레진의 응력부식과 균열선단에서의 수분의 확산 등의 영향 때문으로 생각된다. 또한 수중 침적군보다 thermal cycling 시험군에서 더 큰 강도 감소를 나타낸 이유는, thermal cycling 시험이 수중에서 이루어지므로 수중 침적의 효과에 부가적으로 thermal cycling의 영향이 중첩됨에 따라, 표층부에서 레진의 열화와 함께 레진과 filler의 결합계면에서 보다 심한 균열성장과 수분의 확산이 일어나며, 따라서 건조처리한 군보다 낮은 강도를 보였다고 생각된다. 복합레진의 thermal cycling을 행할 경우, 열팽창계수의 차이가 큰 레진과 filler에 반복적으로 열충격(Thermal Shock)이 가해지고, 온도상승으로 미중합 레진의 중합이 촉진됨에 따라 레진과 filler 결합계면에서 중합수축으로 인해 내부응력이 증가하고, 또한 반복 열응력의 작용으로 수분에 의한 filler의 응력부식이 촉진되며, 이들 원인 때문에 강도의 저하를 일으킨다고 생각된다. 분쇄 석영입자를 filler로 포함하는 경우보다 유리질 입자를 filler로 포함하는 경우에 더 큰 강도 저하를 보이는데, 이는 반복 열응력이 작용함에 따라 유리질 filler를 포함하는 경우에는 응력부식으로 filler의 침식이 쉽게 일어나지만, 분쇄 석영입자를 포함하는 경우에는 물과의 반응으로 생성된 수화규산층(28-29)이 결정상에 관여하므로 화학적 내구성을 갖는다고 생각된다. 또한 thermal cycling 시험 후 건조시켰을 때 저하된 강도가 회복되는 경향을 보이는데, 이는 레진과 filler의 결합계면에서 수분이 제거됨에 따라 레진기질의 가소성 상실과 레진과 filler 계면의 실란 결합이 안정화되기 때문으로 생각된다. 수중 침적시에 2축굽힘강도는 모든 재료에서 건조처리군과 유의한 차이를 보이지만, 경도는 PA군을 제외한 나머지 군에서는 유의한 차이를 보이지 않는데, 그 이유는 굽힘시험에서는 표면 결합부에 최대 인장응력이 발생하므로 큰 강도 저하를 나타냈지만, 경도시험에서는 압자의 압입에 의해 표면층을 압축하므로 유리질 filler의 응력부식이 심한 PA군을 제외하고는 유의한 차이를 보이지 않았다고 생각된다.

복합레진의 파절 양상에 관하여, Lloyd와 Iannetta(30)는 filler의 함량이 적은 경우에는 드문 입자들 사이로 균열이 진행되지만, filler의 함량 증가에 따라 균열이 filler를 가로질러 전파될 수 있다고 하였고, Drummond(12)는 small particle 형(1-8 μ m)과 hybrid 형(0.04와 1-5 μ m의 조합) 복합레진에서는 레진과 filler의 계면 및 filler의 내부를 가로질러 균열이 전파되었지만, microfill 형

(0.04 μ m) 복합레진에서는 기중합된 입자들의 사이나 내부를 가로질러 균열이 전파되었다고 하였다. 본 연구에서 파면의 관찰 결과, 균열은 레진기질 및 레진과 filler의 계면을 따라서 전파되는 양상을 보였다. 그러나, 분쇄입자를 포함하는 복합레진에서는 드물게 filler의 파절이 관찰되었는데, 이는 제조과정에서 형성된 미세결합으로 filler의 파괴 표면에너지가 감소함에 따라, 균열선단이 레진과 filler의 결합계면을 따라서 진행되지 않고 filler를 통하여 진행하여 이같은 filler의 분리가 일어났다고 생각된다.

결 론

본 연구에서는 구강환경과 유사한 온도변화와 액상의 조건이 구강내 복합레진 수복물의 기계적 성질에 미치는 영향을 평가하기 위해, 5종의 광중합형 복합레진을 시험 재료로 선택한 다음, 7일간 건조처리, 37 $^{\circ}$ C의 증류수에 7일간 수중침적, 5-55 $^{\circ}$ C에서 1000회의 thermal cycling 시험 및 thermal cycling 시험 후 7일간 건조처리 시의 2축굽힘강도와 표면층의 경도를 조사한 결과, 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 2축굽힘강도와 표면경도는 thermal cycling 처리후 감소를 보였으나($p < 0.01$), 수분의 제거시 증가하는 양상을 보였다.
2. thermal cycling 후의 Weibull 계수는 강도의 분산이 가장 작은 CP군이 10.09로 최대를 보였으며, 강도의 분산이 가장 큰 LF군이 4.47로 최소를 보였다.
3. thermal cycling 후의 2축굽힘강도는 ZH군이 125.65 \pm 17.04MPa로 최대를, CA군이 64.86 \pm 9.08MPa로 최소를 보였으며, ZH군, CP군과 PA군, CF군, CA군 사이에서 유의한 차이를 나타냈다($p < 0.05$).
4. thermal cycling 후의 Knoop 경도는 CP군이 95.49 \pm 7.35kg/mm²로 최대를, PA군이 30.73 \pm 2.58kg/mm²로 최소를 보였으며, CP군과 나머지 군 사이에서 유의한 차이를 나타냈다($p < 0.05$).
5. 파면은 최대인장응력이 발생하는 시료 중앙부에서 균열이 발생하여 방사상으로 전파하여 파절된 양상을 보였으며, 균열은 레진기질, 레진과 filler의 계면 및 filler 내부를 가로질러 전파된 양상을 보였다.

참 고 문 헌

1. Powers, J.M., Fan, P.L., and Marcotte, M., "In vitro accelerated aging of composite and a sealant", J. Dent. Res., 60:1672, 1981.
2. Roulet, J.F., "Degradation of Dental Polymers", 1st ed. New York : Karger, p77-80, 1987.

3. Draughn, R.A., "Compressive fatigue limits of composite restorative materials", J. Dent. Res. 58:1093, 1979.
4. Asmussen, E. and Jørgensen, K.D., "Fatigue strength of some resinous materials", J. Dent. Res. 90:76, 1982.
5. Mazer, R.B., Leinfelder, K.F., and Russell, C.M., "Degradation of microfilled posterior composite. Dent. Mater.", 8:185, 1992.
6. Chen, T.M. and Brauer, G.M., "Solvent effects on bonding organosilane to silica surfaces", J. Dent. Res. 61:1439, 1982.
7. Kamel, I.L. and Neri, G.A., "Radiation modified filler for dental restorative composites", J. Math. Phys. Chem. 14:603, 1979.
8. S derholm, K.J., "Degradation of glass filler in experimental composites", J. Dent. Res., 60:1867, 1981.
9. S derholm, K.J., "Influence of silane treatment and filler fraction on thermal expansion of composite to resins", J. Dent. Res. 63:1321, 1984.
10. Roulet, J.F. and W lti, C., "Studie ber die Mundbest ndigkeit von Komposits", Dt. zahn rztl. Z. 35:516, 1980.
11. Bascom, W.D., "The surface chemistry of moisture-induced composite failure. In : Interface chemistry in polymer Matrix Composites", vol 6 (ed. E.P. Pluddemann), Academic Press, New York, p79, 1974.
12. Drummond, J.L., "Cyclic fatigue of composite restorative materials", J. Oral Rehabil. 16:509, 1989.
13. Troung, V.T. and Tyas, M.J., "Prediction of in vivo wear in posterior composite resins: A fracture mechanics approach", Dent. Mater. 4:318, 1988.
14. 岡本 明, 原 薫, 迅 和江, 福島正義, 子田光一他., "各種臼齒修復用コンポジットレジンに関する研究(第3報). 長期水中沈積後の強度ついて", 日齒保誌 26(2):498-505, 1983.
15. 宮崎 隆, 鈴木 暎, 宮治俊幸., "サマルサイクルが 臼齒部 コンポジットレジンの機械的性質に及ぼす影響", 齒科材料・器械 5(2):187, 1986.
16. Hirabayashi, S., Nomoto, R., Harashima, I., and Hirasawa, T., "The surface degradation of various light-cured composite resins by thermal cycling", Shika Zairyo-kikai 9(1):53, 1990.
17. Wendt, S.L., McInnes, P.A., and Dickinson, G.L., "The effect of thermocycling in microleakate analysis", Dent. Mater., 8:181, 1992.
18. Marshall, D.B., "All Improved Biaxial Flexure Test for Cramics", Am. Ceram. Soc. Bull, 59:551, 1980.
19. Shetty, D.K., Rosenfield, A.R., Duckworth, W.H. and Held, P.R., "A bi-axial flexure test for evaluating ceramic strength", J. Am. Ceram. Soc., 66:36, 1983.
20. 박찬운, 배태성, 이상돈, "치과용 라미네이트 도재의 피로파괴에 관한 연구", 대한치과보철학회지, 30: 469, 1993.
21. 김경남, 김교한, 김형일, 박영준, 배태성, 임호남, 조혜원: 치과재료학. 군자출판사., p44, 1995.
22. ANSI/ASTM F 394-78., "Standard test method for biaxial flexure strength (modulus of rupture) of ceramic substrates", p780, 1978.
23. Wachtman, J.B., Jr., Capps, W. and Mandel, J., "Bi-axial flexure tests of ceramic substrates", J. Mater., 7:188, 1972.
24. Ban, S. and Anusavice, K.J., "Influence of test method on failure stress of brittle dental materials", J. Dent. Res., 69:1791, 1990.
25. McCabe, J.F. and Walls, A.W.G., "The treatment of results for tensile bond strength testing", J. Dent., 14:165, 1991.
26. Anusavice, K.J., Shen, C., Vermont, B. and Chow, B., "Strengthening of porcelain by ion exchange subsequent to thermal tempering", Dent. Mater., 8: 149, 1992.
27. Ban, S., Haserawa, J., Anusavice, K.J., "Effect of loading conditions on bi-axial flexure strength of dental cements", Dent. Mater. 8:100, 1992.
28. 作花濟夫: ニューセラミックスの活躍-その科學と技術-. (株)アグネ, p24-26, 1985.
29. 曾我直弘: 初級 セラミックス學. (株)アグネ, p138-142, 1981.
30. Lloyd, C.H. and Iannetta, R.V., "The fracture toughness of dental composite", I. J. of oral rehabilitation 9:55, 1982.

유량 파형이 테이퍼형 인조혈관 유동에 미치는 영향

이동규·이상만·이계한

= Abstract =

The Effects of Flow Wave form on the Flow Characteristics in Tapered Vascular Grafts

Dong Gyoo Lee, Sang Man Lee and Kyehan Rhee

The patency of small size vascular grafts is poor, and the blood flow characteristics in the artery graft anastomosis are suspected as one of the important factors influencing intimal hyperplasia. Disturbed flow patterns caused by size and compliance mismatch generate unfavorable flow environment which promotes intimal thickening. Tapered vascular grafts are suggested in order to reduce sudden expansion near the anastomosis. The photochromic flow visualization method is used to measure the flow fields in the end-to-end anastomosis model under the carotid and femoral artery flow wave form. The results show that flow disturbance near the anastomosis is diminished in the tapered grafts comparing to the tubular graft. As the divergent angle decreases, we can reduce the low and oscillatory wall shear stress zone which is prone to intimal hyperplasia. The flow wave form effects the wall shear rate distribution significantly. The steep deceleration and back flow in the femoral flow wave form cause low mean wall shear rate and high oscillatory shear index.

Key words : Tapered graft, Intimal hyperplasia, Wall shear rate distribution, Flow visualization

서 론

혈관이 동맥경화로 인해 협착되거나 외상에 의해 손실되었을 경우 인조혈관으로 이 부분을 치환하거나 우회시켜 혈류를 유지하게 된다. 사용되고있는 인조혈관으로는 환자의 정맥을 이용하거나[1], Dacron이나 PTFE (polytetrafluoroethylene) 등 합성 재질로 된 인조혈관을 사용하게 된다. 인조혈관 이식후 수술의 실패로 인한 혈전의 형성에 의해 4에서 6주 내에 혈관 벽이 막히거나, 수 개월후 혈관 내막세포증식(intimal hyperplasia)에 의해 혈관 벽이 협착되는 현상이 소구경 인조혈관(직경 4mm이하)에서 발생하게 된다. 인조혈관과 혈관의 접속부 내막세포증식에는 인조혈관의 재질 및 혈전성[2], 크기[3], 유연도[4], 수술시 봉합 방법[5], 혈관의 인장력[6], 혈류의 유동특성[7] 등이 영향을 미친다고 알려져있다. 정맥 인조혈관은 합성 물질 인조혈관에 비해 재질적 특성이 우

수하나, 수술이 번거롭고 사용할 수 있는 정맥이 제한되어 있다. 인조혈관의 유연도와 크기는 인조혈관의 성능에 큰 영향을 미친다. PTFE 등의 인조혈관은 자연혈관보다 3~10배정도 딱딱하므로[8], 유연도의 불일치에 따른 압력과의 반사, 난류, 혈관벽 진동, 문합부 혈관 벽의 응력 집중[9] 등을 야기시킬 뿐아니라 혈관내의 압력의 변화에 따른 순간적인 접속부 형상의 변화를 초래한다. 혈관과 인조혈관이 end-to-end로 문합될 경우 접속부의 형상은 내부 혈류 유동에 큰 영향을 미친다.

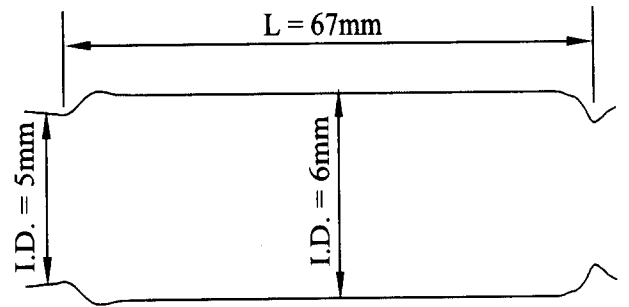
내막세포증식은 중막의 평활근 세포가 내막으로 이동하며 증식되어 내막이 두꺼워지며, 혈관 내피세포가 손상되고 혈전이 형성되어 혈관이 막히는 현상이다. 평활근세포의 이동 및 증식에는 저밀도지질(LDL)과 monocyte의 혈관 벽으로의 이동이 중요한 역할을 하며, 이에 혈류의 유동이 영향을 미친다. Fry등[10]은 높은 벽 전단응력은 혈관내피세포를 손상시켜 혈전의 형성을 촉진함을 밝혔으

실험방법

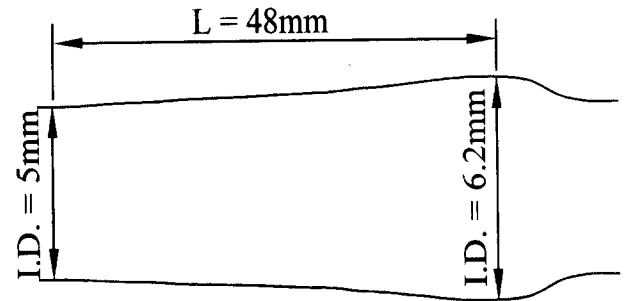
나, 인체내에서는 300 dyne/cm² 정도의 높은 전단응력은 발생하지 않는다. 일반적으로 벽 전단응력이 작고 그 방향이 시간에 따라 변화하는 지역에서는 혈관내피세포가 둥근 모양을 나타내어 LDL의 혈관벽 투과를 촉진하므로 혈관 내막세포증식에 영향을 미친다고 알려져있다. 또한 경계층이 박리 되고 혈류가 재순환하는 지역에서는 일반적으로 벽 전단응력이 작고, 경계층 박리점이 시간에 따라 이동하고, 입자거주시간이 길어짐으로 혈관 벽 내피세포증식에 영향을 미치게된다. 혈관 내의 난류 유동은 난동에 의한 부가적인 응력을 발생시켜 혈소판, 적혈구 등을 자극시키기 쉬우며 혈관벽과 혈류의 상호작용 및 질량 전달을 촉진시키므로 내막세포증식에 영향을 미친다고 알려져있다[11]. 이외에도 혈관벽 내막세포증식에 영향을 미치는 요소로서 벽 전단응력의 위치 및 시간 구배, 벽 전단변형률, 유동방향의 변화, 이차유동, 압력, 유량과 압력과의 위상차에 관한 연구가 수행되고 있다[12].

혈류역학적 요인은 내막세포증식에 직접적인 영향을 주기보다는 혈소판, LDL 및 monocytes등 혈액 요소의 내피세포를 통한 전달에 영향을 미치는 환경을 제공해주는 역할을 하게된다. 인조혈관을 end-to-end로 문합할 경우 인조혈관의 내경과 유연도를 자연혈관과 일치시키기 어렵다. 내경을 일치시켰어도 인조혈관의 유연도가 작으므로 내압의 맥동에 따른 순간적인 수축, 확장부가 문합 주위에서 발생하게된다. 순간 확대 부에서는 역압력구배가 발생하여 유동장의 경계층박리 및 재순환, 난류가 발생하기 쉬우므로 내막세포증식을 초래하기 쉽다. 이를 방지하기 위해 내경이 서서히 확대되는 테이퍼형 인조혈관이 제시되었다. 테이퍼형 인조혈관은 급격한 내경 변화로 인한 유동장 방해줄을 줄일 수 있으며, 자연혈관 부분을 항상 축소관 형태로 유지하여 벽 전단응력을 높게 유지시킬 수 있다. 정상류 유동실험에서 테이퍼형 인조혈관은 직관형에 비해 전단응력을 높게 유지시킬 수 있으며, 확장각이 0.8° 이하인 인조혈관은 문합부의 경계층박리를 방지할 수 있었다[13]. 실제의 혈류는 압력과 유량이 시간에 따라 변화하는 맥동류이며 그 유량 파형이 혈관계의 위치에 따라 다르다. 맥동류에서는 그 파형에 따라 혈류가 가속과 감속을 받게되며, 속도 및 전단응력이 혈류파형에 따라 바뀌게된다. 본 연구는 자연혈관보다 20% 내경이 큰 직관형 인조혈관, 확장각이 0.8°, 0.6°인 테이퍼형 인조혈관과 혈관의 end-to-end 문합부 모델에 실제로 중소형 인조혈관이 치환되는 경동맥과 대퇴동맥에서의 유량 파형을 가하여 혈관 내의 유속 및 전단변형률을 측정함으로써 유량 파형과 혈관의 형상이 혈류유동에 미치는 영향을 밝히고자 한다.

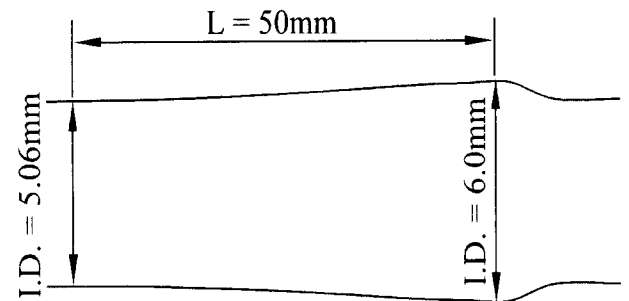
혈류의 유동 관측은 실제 혈관에서 어려우므로, 혈관-인조혈관 접속부의 혈류 유동 양상의 관측 및 속도 분포의 측정을 위해 접속부 모델을 투명한 유리(Pyrex)로 실제 접속부와 유사한 3가지 모델을 제작하였다.(그림 1) 모델 1(D₁=5mm, 관경비 D₂/D₁=1.2, D₁: 혈관 내경, D₂: 인조혈관 내경)은 현재 인조혈관 치환 수술에서 일반적으로 사용되어지고 있는 인조혈관의 내경이 자연혈관의 내경보다 20% 큰 직관형 인조혈관 모델이다. 모델 2, 3



(a) Model 1 (Tubular graft, D1/D2 = 1.2)

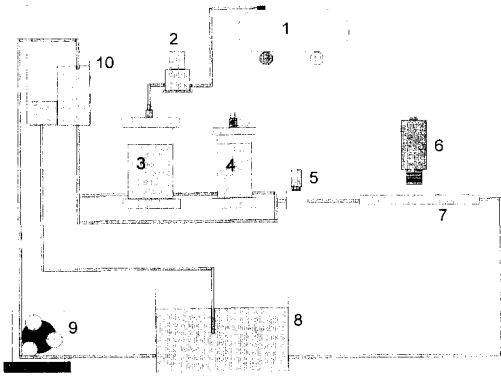


(b) Model 2 (Tapered graft, $\theta_h = 0.8^\circ$)



(c) Model 3 (Tapered graft, $\theta_h = 0.6^\circ$)

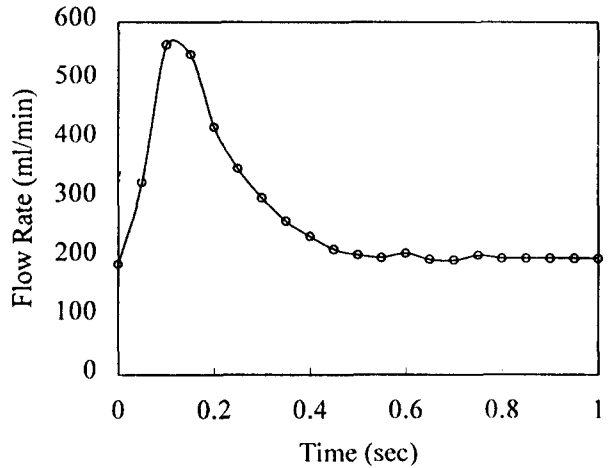
그림 1. 유리 end-to-end 문합부 모델
Fig. 1. Pyrex end-to-end anastomosis models



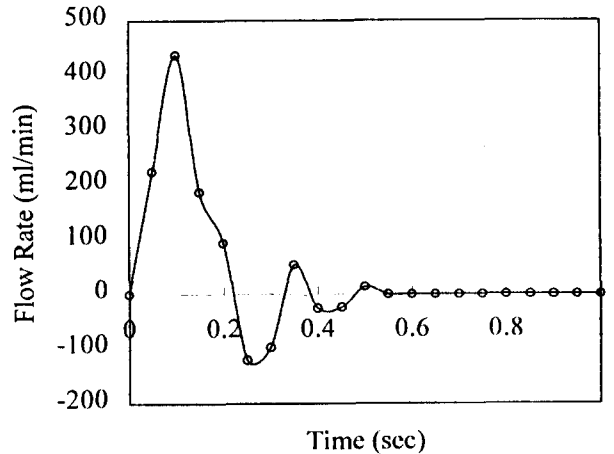
- | | |
|------------------------|---------------------------|
| 1. Pressure source | 6. CCD Camera |
| 2. Solenoid valve | 7. Test section |
| 3. Pressure chamber | 8. Reservoir |
| 4. Compliance chamber | 9. Roller pump |
| 5. Pressure transducer | 10. Constant head chamber |

그림 2. 유동 순환 장치의 개략도
Fig. 2. Schematic diagram of the flow loop

은 각각 기존 인조혈관의 단점을 개선하기 위하여, 20%의 내경 차이를 수용하는 테이퍼형으로 제작된 인조혈관의 모델이며 0.8°, 0.6°의 확장각을 갖도록 제작되었다. 혈관-인조혈관 접속부 모델은 실험하려는 맥동 혈류 유량 파형에서 나타나는 Reynolds수 범위에 대하여 완전발달이 되도록 유동 순환 장치에 위치하였고, 가시화할 때 광학적 뒤틀림(distortion)을 방지하기 위하여 작동 유체로 채워진 Optical correction box를 설치하였다. 그림2는 유동 순환 장치로서 롤러 펌프(Masterflex, model 7019-01), 일정 수두 저장 탱크, 공기 압축기, 솔레노이드 밸브(Kuroda, model AS2306), pressure chamber, compliance chamber, 시험부 및 저장탱크로 구성되어 있다. 일정 수두 저장 탱크에서 공급되어진 유체가 pressure chamber에서 압축공기와 체크밸브를 이용하여 맥동류가 발생된다. 실험에 사용된 작동유체는 등유 (밀도 : 814kg/m³, 동점성 계수 : 2.37 × 10⁻⁶m²/sec at 20°C)가 사용되었다. 등유는 유동가시화에 사용되어질 광색성 염료가 녹을 수 있는 비극성 용매이며, 혈관-인조혈관 모델의 제작에 사용된 유리(Pyrex)와 굴절률이 거의 같아(Pyrex = 1.47, 등유 = 1.43) 광학적 뒤틀림의 영향을 무시할 수 있다. 본 실험은 소구경 인조혈관이 치환되는 대퇴동맥이나 경동맥에서 실제로 나타나는 혈류의 유량 파형을 복조하기 위해, 공급 공기압과 compliance chamber 내부의 공기체적, 출구 측의 밸브를 조절하여 실제 일반적인 경동맥과 대퇴동맥에서 나타나는 유량 파형과 유사한 맥동 혈류 유량 파형을 발생시켰다. 그림3은 유동가시화에 의해 측정된 속도 분포를 적분하여 얻은 유량파형이다. 유량파형의 최대 레이놀즈수와 평균 레이놀즈수는 경동맥 유량파형에



(a) Carotid flow wave form



(b) Femoral flow wave form

그림 3. 순환 장치에서 만들어 낸 경동맥과 대퇴동맥 유량파형
Fig. 3. Carotid and femoral flow wave form generated in the flow loop

서는 1000, 490, 대퇴동맥 유량파형에서는 800, 65이며 위모슬리수 (Womersley number, $\alpha = R\sqrt{\omega/\nu}$, R : 반경, ω : 각속도, ν : 동점성계수)는 4이다.

인조혈관 모델의 벽 전단변형률의 측정은 광색성 염료에 의한 유동가시화 방법을 이용하였다. 광색성 염료를 사용한 유동 가시화 방법은 작동 유체 내에 미소량이 녹아 있는 광색성 염료를 광학적인 자극에 의해 자취선을 만들어 그 자취선의 움직임을 기록하여 유동장의 속도 분포를 측정하는 방법으로 유동 양상의 정성적 관찰이 용이할 뿐 아니라 속도 분포 및 벽 전단응력의 측정이 가능하다[14]. 사용된 광색성 염료(1', 3', 3'-trimethyl-6-nitroindoline-2-spiro-2-benzospyran, TNSB)는 미세량(0.01 g percent)이 작동 유체에 녹여진 후, 337 nm의 파

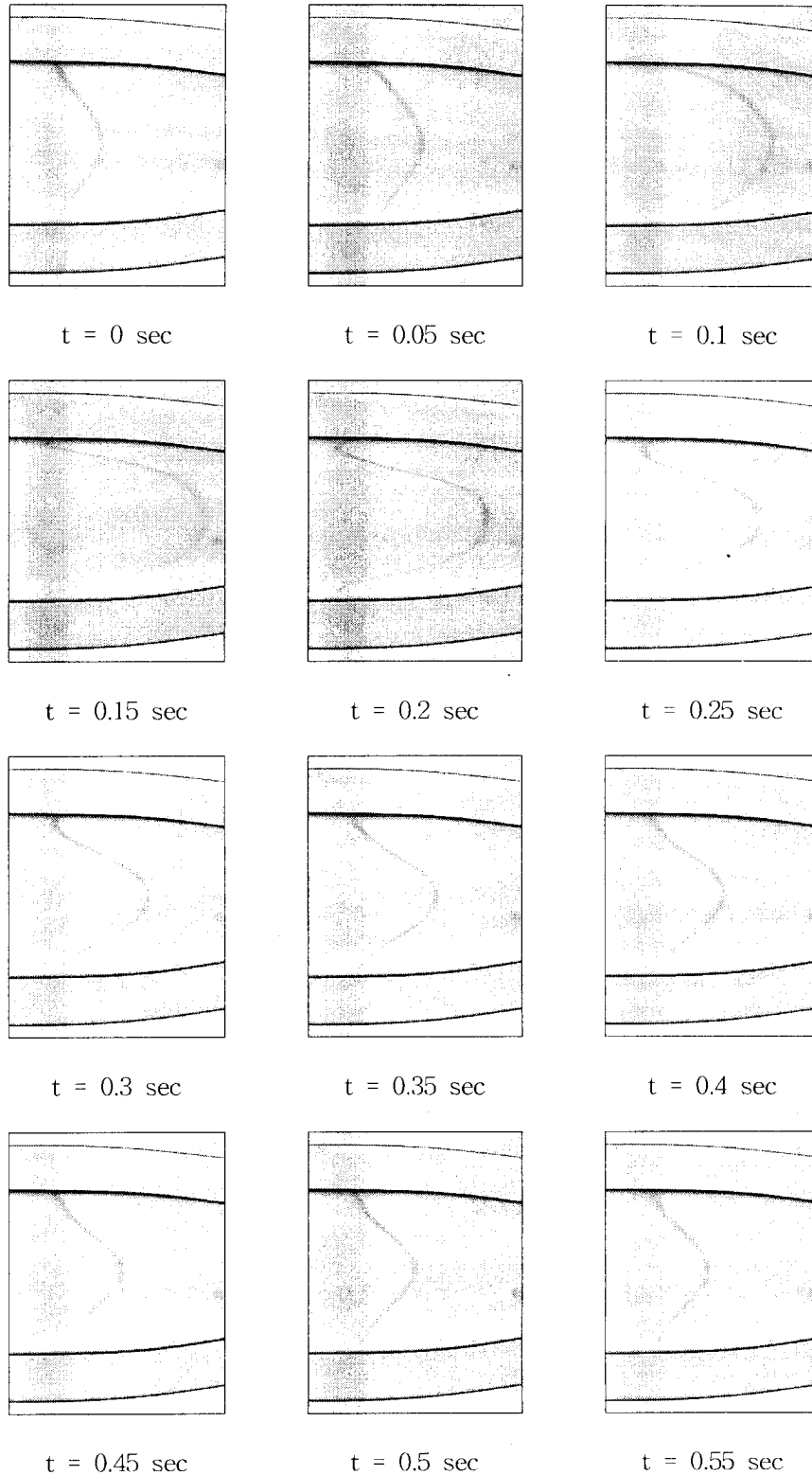
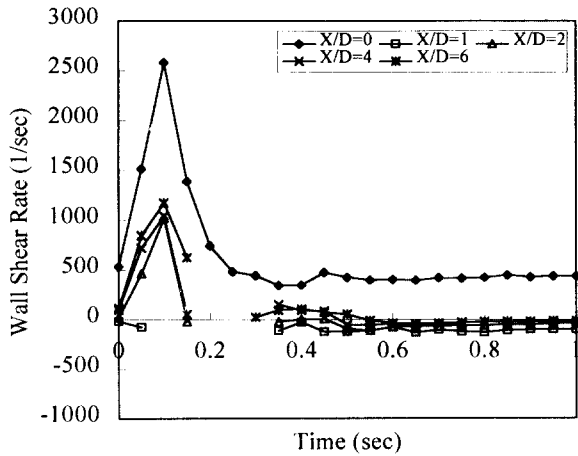


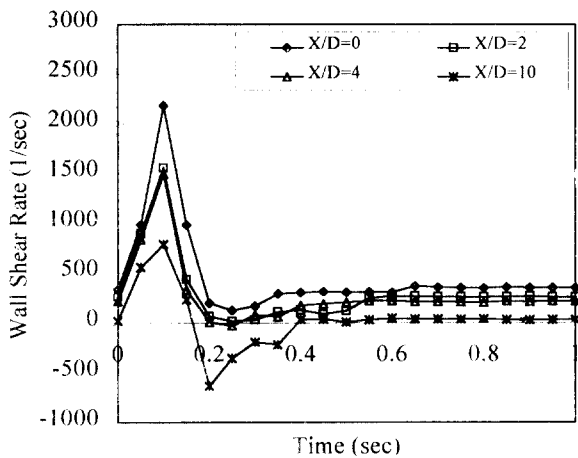
그림 4. 모델 2의 최대확장부 ($X/D=10$)에서 시간에 따라 획득한 변위 분포 화상(경동맥 유량파형)
 Fig. 4. Images of sequential displacement profiles at $X/D = 10$ in model 2 (Carotid flow wave form)

장을 갖는 펄스 질소 레이저(LN 1000, Laser Photonics Inc.)에 의해 자극되어, 레이저가 지나간 부분이 진한 파

란색으로 변색되어 직선의 자취선이 생기게 된다. 자취선은 유동하는 유체와 함께 이동하는데, 이 자취선의 움직



(a) Model 1 (Tubular graft, $D_1/D_2=1.2$)



(b) Model 2 (Tapered graft, $\theta_h=0.8^\circ$)

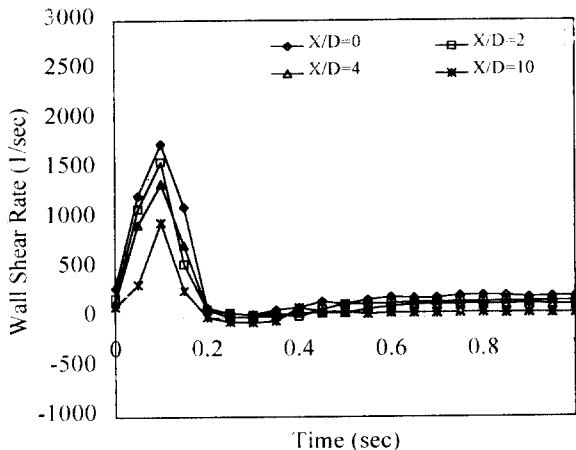


그림 5. 인조혈관 각 위치에서 시간에 따른 벽 전단변형률 분포 (경동맥 유량 파형)

Fig. 5. Wall shear rate distribution as a function of time in the vascular graft models. X/D denotes the ratio of axial distance and diameter of artery. (Carotid flow wave form)

임은 CCD비디오 카메라(TM9701, Pulnix)에 녹화된다. 자취선의 이동 변위를 레이저 조사와 화상 획득의 시차로 나눔으로 속도 분포가 측정된다. 측정된 속도 분포는 동기 시차 동안에 움직인 평균 속도 분포이나 작은 시차(6 msec)동안의 평균 속도는 순간 속도와 큰 차이가 없다. 또한 벽에서 가까운 지역(< 1 mm)에서는 반경 방향의 속도성분이 작으므로, 벽 근처의 속도 분포를 2차함수로 curve fitting하여 기울기를 구함으로 벽에서의 전단변형률을 계산하였다. 이 방법으로 혈관 모델에서의 전단응력이 성공적으로 계산된 바 있다[14].

결 과

그림 4는 경동맥 유량파형을 가했을 경우 모델 2 인조혈관의 최대 확장부($X/D=10$)에서 레이저 조사후 6 msec 후에 취득한 화상을 나타내고 있다. 유량 파형이 가속을 받기 시작하는 시간부터 0.05초 간격으로 20개의 화상을 한 주기(1초) 동안 획득하였다. 0.55초 부터 1초 사이에는 속도 분포가 거의 변하지 않으므로 그림에는 생략되었다. 0.1초까지는 가속을 받으므로 벽 주위의 속도 구배가 커지며 0.15초 이후 감속에 의한 역압구배에 의해 벽근처의 속도구배가 작아져 음의 값을 갖는다. 0.4초 이후에는 유량 파의 가속은 없으나 확장관에 의한 역압구배에 의해 벽근처의 모멘텀 손실이 나타나고있다. 모델3도 모델2와 유사한 속도 분포를 갖으나 경계층 박리 및 역류가 거의 없었다. 20% 확장관인 모델1은 인조혈관 입구부에서 감속을 받고있는 0.1에서 0.35초 사이에 난류가 발생하였다가 시간이 지남에 따라 재층류화되고 있음이 관찰되었다. 그림 5는 각 모델에 대해 획득한 화상으로부터 측정된 벽 전단변형률의 시간에 따른 변화를 나타내고 있다. 모델1에서 유량 파형이 감속을 받으면 벽 전단변형률이 감소하여 음의 값을 띄게되며, 감속부에서는 난동에 의한 자취선의 번짐으로 전단변형률을 측정할 수 없었다. 모델2에서는 테이퍼 인조혈관 최대 확장부 주위에서 전단변형률이 음의 값을 나타내고 있으며, 이는 경계층박리에 의한 재순환지역을 나타내고 있다. 경계층박리는 $t = 0.2$ 초일 때 x/D (인조혈관 입구부부터의 거리와 입구부 직경의 비)가 4인 지역에서 발생하기 시작하여 $t = 0.35$ 일 때 x/D 가 10인 지역까지 움직이다 $t > 0.4$ 초에서 사라진다. 모델3에서는 벽 전단변형률이 음이되는 지역이 거의 없으며 t 가 0.25에서 0.35초 사이에 최대확장부 주변($X/D=10$)에 순간적으로 발생하였다가 사라진다.

그림6은 대퇴동맥 유량 파형을 가했을 때 모델2에서의 시간에 따른 자취선 변위를 나타내고 있다. 대퇴동맥의 유량 파형은 경동맥의 유량 파형에 비해 가속과 감속이 급격하며 역류가 항상 존재한다. 급격한 가속의 영향으로

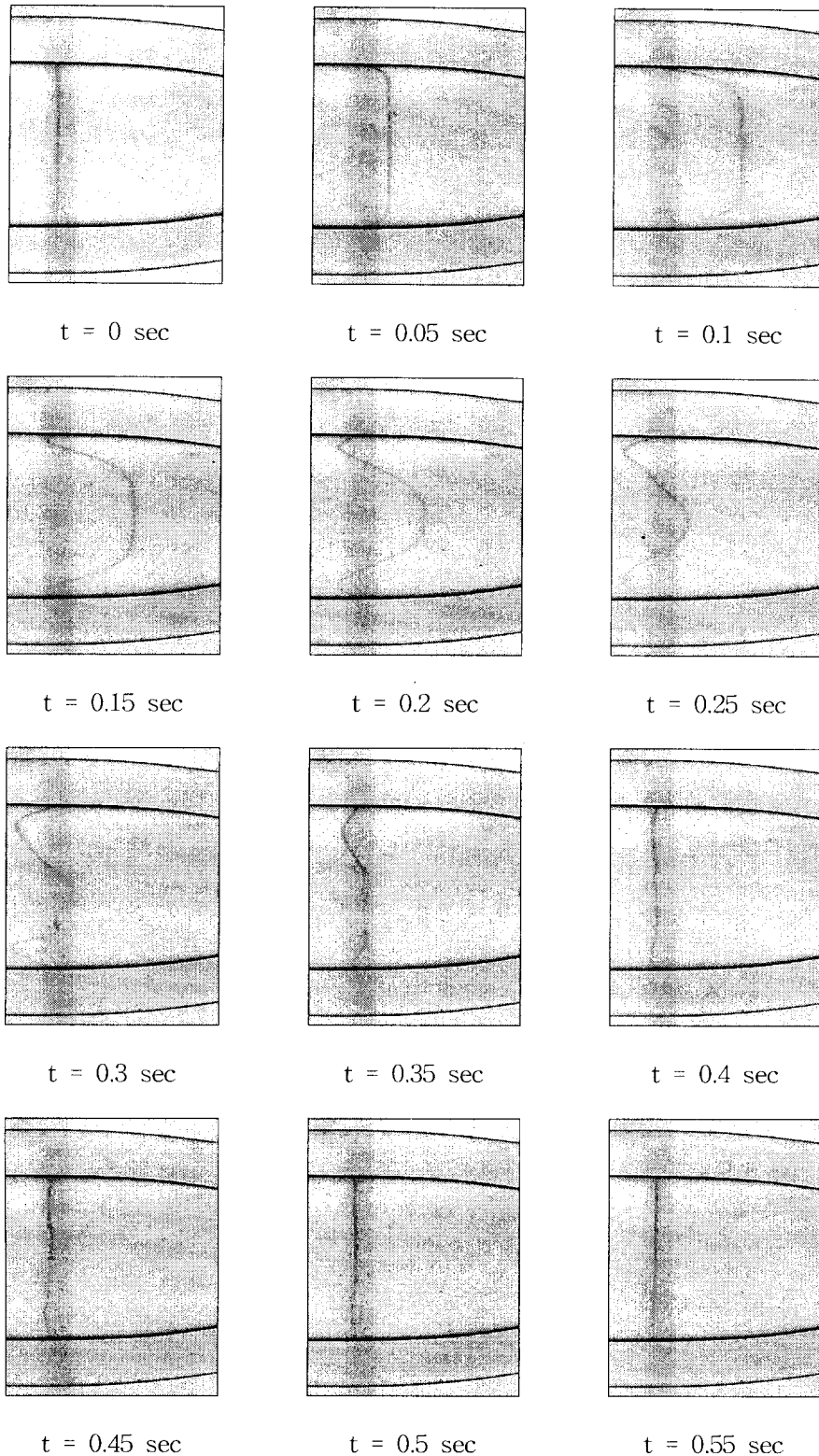
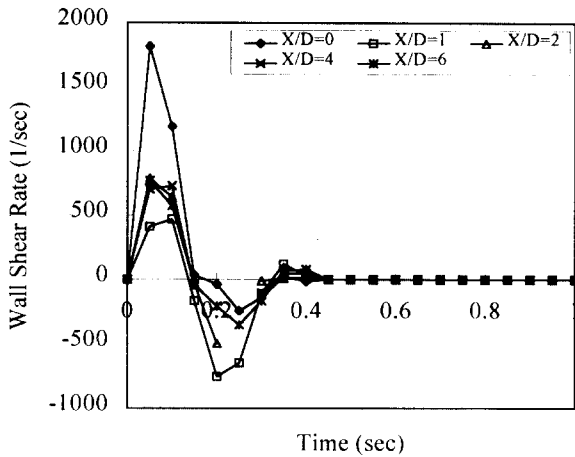


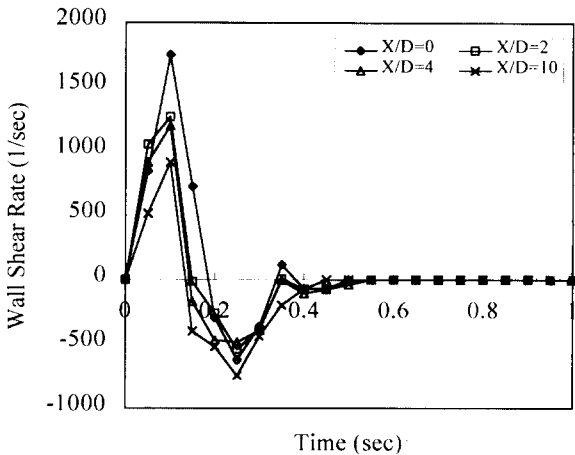
그림 6. 모델 2의 최대확장부 ($X/D=10$)에서 시간에 따라 획득한 변위 분포 화상(대퇴 동맥 유량 파형)
 Fig. 6. Images of sequential displacement profiles at $X/D = 10$ in model 2 (Femoral flow wave form)

t 가 0.1초 보다 작을 때 속도분포가 경동맥 유량 파형일 때보다 뭉뚱하게 나타나고 있다. 감속이 시작되면서 모멘

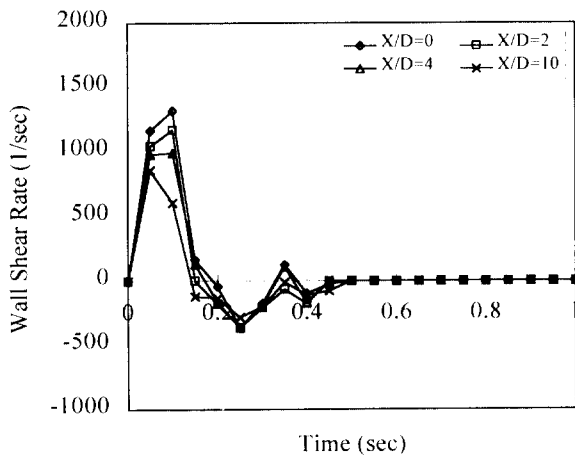
텀이 작은 벽근처의 유동장에 역류가 발생하며 0.3초 주변에는 유동장이 불안정함이 나타났다. 0.5초 이후에는



(a) Model 1 (Tubular graft, $D_1/D_2=1.2$)



(b) Model 2 (Tapered graft, $\theta_h=0.8^\circ$)



(c) Model 3 (Tapered graft, $\theta_h=0.6^\circ$)

그림 7. 인조혈관 각 위치에서 시간에 따른 벽 전단변형률 분포(대퇴 동맥 유량파형)

Fig. 7. Wall shear rate distribution as a function of time in the vascular graft models. X/D denotes the ratio of axial distance and diameter of artery.(Femoral flow wave form)

거의 유량이 0에 가까워 정체되어있음이 나타나고 있다. 모델3은 모델2에 비해 역류가 약하게 나타나며 모델1은 t가 0.2에서 0.3초 사이에서 난류의 발생으로 자취선이 번지게 나타났다. 그림7은 각 모델에 대해 시간에 따른 벽 전단변형률의 변화를 나타내고 있다. 최대 유량점을 지나 감속과 역류의 영향으로 벽 전단변형률이 급격히 감소하여 음의 값을 나타내고 있다. 이와 같은 경향은 세 모델에서 모두 같으나, 모델3 경우가 전반적으로 음의 값을 나타내는 시간이 짧고, 최저 전단변형률을 상대적으로 높게 유지할 수 있었으며 위치에서 t가 0.15에서 0.5초 사이에서 관벽에서 역류가 존재하였다.

결론 및 고찰

광색성염료를 이용한 유동가시화를 이용하여 직관형과 테이퍼형 인조혈관 내부의 속도 및 벽 전단변형률 분포를 경동맥 및 대퇴동맥 유량 파형에 대해 측정하였다. 시험부에서 관의 곡면에 의한 영향과 관과 유체의 굴절계수의 차이로 인한 광학적 외곡으로 유동가시화 방법의 속도 측정에 오차가 발생할 수 있으나, 이에 의한 속도 측정 오차는 최대 속도의 1% 이내로 추정된다[15]. 따라서 본 연구에서는 유동가시화 방법을 이용하여 인조혈관 모델 내에서의 속도 및 벽 전단변형률을 성공적으로 측정하였다. 경동맥 유량 파형은 역류가 존재하지 않으나 시간에 따른 감속과 확장부에서 역압 구배에 의해 경계층 박리 및 재순환 영역이 관찰되었다. 모델1의 경우 감속과 역압 구배는 유동장을 불안정하게 하여 감속 구간(0.1초-0.3초)동안 난류가 발생하였다. 난류는 부가적인 레이놀즈 응력에 의해 혈액중의 적혈구와 혈소판을 자극시키며, 저밀도지질(LDL) 및 백혈구의 혈관 벽 투과에 영향을 미쳐 혈관 벽 내막세포증식을 촉진할 수 있다[11]. 테이퍼형 인조혈관인 모델2와 3에서는 난류가 발생하지 않았으며 재순환 영역도 직관형에 비해 감소하게 나타났다. 모델3에서는 경계층박리가 최대 확장부에서 순간적으로 발생하였다 사라지나, 모델2에서는 0.2에서 0.35초 동안 직경의 4에서 10배되는 지역에 걸쳐 발생하며 시간에 따라 위치가 변동하는데 이는 내막세포증식을 촉진시킬 수 있다. 평균 벽 전단응력이 낮을 경우 벽 전단응력 작용 방향이 자주 바뀌면 혈관 내막세포증식을 촉진하기 쉽다. Ku와 Giddens[16]는 평균 유동 방향에 반대 방향으로 작용하는 벽 전단응력의 정도를 나타내기 위해 OSI (oscillatory shear index)를 다음과 같이 정의하였다.

표 1. 테이퍼형 인조혈관 모형의 위치에 따른 평균, 최대, 최소 벽 전단변형률 및 O.S.I.

Table 1. Mean, maximum, minimum wall shear rate distributions and O.S.I. at various locations in tapered vascular graft models

		X/D	0	2	4	8	10
Carotid Flow Wave	Model3	O.S.I.				0.015	0.052
		Mean	336	256	222	143	107
		Max.	1753	1572	1352	938	964
		Min	29	8	2	-18	-52
	Model2	O.S.I.			0.005	0.160	0.403
		Mean	492	288	271	97	32
		Max.	2182	1577	1493	855	788
		Min	125	17	-28	-209	-633
Femoral Flow Wave	Model3	O.S.I.	0.238	0.309	0.288	0.325	0.390
		Mean	99	58	63	38	25
		Max.	1320	1169	992	704	606
		Min	-364	-361	-397	-387	-282
	Model2	O.S.I.	0.292	0.368	0.452	0.572	0.624
		Mean	96	46	17	-12	-44
		Max.	1751	1268	1198	953	914
		Min	-624	-541	-486	-623	-743

$$OSI = \frac{\int_0^T |\tau^*| dt}{\int_0^T |\tau| dt}$$

τ : 벽 전단응력,

τ^* : 평균 유동 방향과 반대 방향의 벽전단응력,

T : 주기

OSI가 크면 재순환 및 역류에 의해 주 유동방향과 반대 방향의 전단응력이 상대적으로 크게 작용하고, 수시로 그 방향이 바뀌므로 혈관 내막세포증식을 촉진하기 쉽다. 모델2와 3에 대해 평균 벽 전단변형률, 최대 및 최소 벽 전단변형률, OSI가 표1에 나타나있다. 테이퍼 인조혈관 입구부에서 모델2의 벽 전단변형률이 크게 나타난 것은 모델2의 입구의 직경이 약간 작기 때문이다. 모델3는 모델2에 비해 평균 및 최대, 최소 벽 전단변형률이 크게 나타나며 OSI가 작게 나타나고 있으므로 혈류역학적 성능이 우수하리라 예측된다.

대퇴동맥 유량 파형은 경동맥에 비해 감속과 가속이 심하며 역류가 존재하므로 전단변형률이 음의 값을 갖는 지역이 항상 존재하고 있다. 모델1에서는 감속 부분에서 난류가 발생하였다가 시간이 지남에 따라 재층류화되며, 벽 전단변형률의 분포는 모델 2와 유사한 양상을 띄고 있다. 모델 3은 모델 2에 비해 평균 벽 전단변형률이 높고 OSI가 작게 나타났다. 따라서 테이퍼형 인조혈관은 직관형

인조혈관에 비해 난류의 발생을 억제하고 평균전단응력을 높게 유지시키며 재순환지역의 발생을 저지시키므로 혈류역학적으로 우수하리라 기대된다. 테이퍼형 인조혈관의 경우 확장각이 작을수록 혈류학적으로 우수하나 너무 작으면 인조혈관과 혈관의 후반 접속부에서 순간 확대 영역이 발생할 수 있다. 대퇴동맥 유량 파형은 경동맥에 비해 감속이 심하고 역류가 존재함으로 벽 전단변형률이 음의 값을 갖는 등 혈류역학적으로 혈관 내막세포증식이 발생하기 쉬우나 인조혈관 치환수술후 혈류 파형이 변화하는 경우가 있으므로[17] 이에 관해 향후 연구가 이루어져야 할 것이다. 또한 본 연구에서 혈액이 뉴튼성유체라고 가정하였으나 전단변형률이 100 sec⁻¹이하에서는 비뉴튼성 특성이 나타나므로[18] 비뉴튼성 특성을 갖은 유체를 이용하여 그 영향을 연구해야 될 것이다. 실험에 사용된 모델은 유리로 제작되어 탄성이 없으므로 실제의 혈관 내의 유동을 나타내는데 부적합하다. 관의 탄성은 일반적으로 난류의 발생을 억제하나 맥동 압력에 의한 반경 방향의 속도 성분이 존재함으로 관벽의 탄성이 유동장에 미치는 영향도 연구되어야 할 것이다.

후 기

이 연구는 95년도 한국과학재단 연구비지원에 의한 결과임. 과제번호 951-1011-073-2

참 고 문 헌

1. Szilagyi D.E., Elliot J.P., Hageman J.H., Smith R. F. and Dall'olomo C.A., "Biologic failure of autogenous vein implants as arterial substitutes" Ann. Surg., 178, 3, pp 232-246, 1973.
2. Strathmann, H., "Synthetic membranes—science, engineering and application" 1-38, Nato ASI series, D. Reidel Publishing co., 1985.
3. Binns, R.L., Ku D.N., Stewart, M.T., Ansley, J.P. and Coyle, K.A., "Optimal graft diameter: Effect of wall shear stress on vascular healing", J. Vasc. Surg., 10, 3, pp 326-337, 1989.
4. Abbot, W.M., Mergerman, J.E. and Warnock, D.F. "Effect of compliance mismatch on vascular graft failure" J. Vasc. Surg. 10, pp 326-337, 1987.
5. Hasson, J.E., Mergermann, J. and Abbott, W.M. "Suture technique and para-anastomotic compliance" J. of Vasc. Surg. 3, 4, pp 591-598, 1986.
6. Passche, P.E., Marble A.E., McDonald, A.S. and Cochkanoff, O. "Axial stress near host artery-synthetic graft anastomosis" Proc. of the 5th Int. Biophy. Congress, p 85, Aug, 1975.
7. Nerem, R.M., "Vascular fluid mechanics, the arterial wall and atherosclerosis" J. of Biomech. Eng., 114, pp 275-282, 1992.
8. Kinley, C.E. and Marble, A.E., "Compliance: a continuing problem with vascular grafts", J. Cardiovasc. Surg. 21, pp163-170, 1980.
9. Kinley, C.E., Paasche, P.E., McDonald, A.S., Marble, A.E. and Gozna, E.R. "Stress at vascular anastomosis in relation to host artery; Synthetic graft diameter", Surgery, vol. 75 p28, 1974.
10. Fry, D.L., "Acute vascular endothelial changes associated with increased velocity gradients", Cir. Res. 22, p 15, 1968.
11. Stein, P.D. and Sabbah, H.N. "Hemorheology of turbulence", Biorheology, 17, pp 301-319, 1980.
12. Ojha, M. "Spatial and temporal variations of wall shear stress within an end-to-side arterial anastomosis model", J. Biomechanics, 26, pp1377-1388, 1993.
13. Rhee, K. and Lee, D.G , "Flow characteristics in tapered vascular grafts", Advances in Bioengineering, BME 31, pp371-372, 1995.
14. Rhee, K. and Tarbell, J.M. "A study of the wall shear rate distribution near the end-to-end anastomosis of rigid graft and a compliant artery" J. Biomechanics, 27, pp 329-338, 1994.
15. Ojha, M., Hummel, R.L., Cobbolt, R.S.C. and Johnston, K.W., "Development and evaluation of a high resolution photochromic dye method for pulsatile flow studies" J. Phys. E : Sci. Instrum. 21, pp998-1004, 1988.
16. Ku, D.N., Giddens, D.P., Zarins, C.K. and Gragov, S., "Pulsatile flow and atherosclerosis in the human carotid bifurcation: positive correlation between plaque localization and oscillating shear stress", Atherosclerosis, 5, pp293-302, 1985.
17. Dedichen, H., "Hemodynamics in arterial reconstructions of the lower limb: I. Blood flow", Acta Chir Scand. 142, pp213-220, 1976.
18. Ku, D.N. and Liepsch, D. "The effects of non-Newtonian viscosity and wall elasticity on flow at a 90° bifurcation", Biorheo., 23, pp359- 370, 1986.