

경피적 척추 성형술시 혈액 혼합 골시멘트의 역학적 성상

안동기 · 이 송 · 최대정 · 박순열 · 우대곤[#] · 김치훈[#] · 김한성[#]

서울성심병원 정형외과, 연세대학교 의공학과[#]

Mechanical Properties of Blood-mixed PMMA in Percutaneous Vertebroplasty

Dong Ki Ahn, M.D., Song Lee, M.D., Dea Jung Choi, M.D., Soon Yeol Park, M.D.,
Dae Gon Woo, Ph.D., Chi Hoon Kim, B.S., Han Sung Kim, Ph.D.[#]

Department of Orthopedic Surgery, Seoul Sacred Heart General Hospital, Seoul, Korea
Biomedical Engineering Department, Yonsei University[#]

– Abstract –

Study Design: This is a mechanical study of polymethylmetacrylate(PMMA) mixed with blood as a filler.

Objective: We tried to change the properties of PMMA so that it is more suitable to use for percutaneous vertebroplasty (PVP).

Summary of the Literature Review: The mechanical changes by adding a filler into PMMA were expected to decrease the Young's modulus, the polymerization temperature and the setting time. These changes of PMMA were considered to be more suitable and adaptable conditions for PVP for treating osteoporotic vertebral compression fracture.

Materials and Methods: Porous PMMA was produced by mixing 2 ml (B2), 4 ml (B4) and 6 ml (B6)-blood as a filler, and the mechanical properties were investigated in comparison with regular PMMA(R) in view of Young's modulus, the polymerization temperature, the setting time and the optimal passing-time within the injectable viscosity (20~50N-needed) through a 2.8mm-diameter cement-filler tube. Porosity was inspected by performing microcomputed tomography (micro-CT).

Results: Young's modulus was decreased from 919.5 MPa (R) to 701 MPa (B2), 693.5 MPa (B4) and 545.6 MPa (B6) in each group. The polymerization temperature decreased from 74.2°C (R) to 59.8°C (B2), 54.2°C (B4) and 47.5°C (B6), respectively. The setting time decreased from 1065sec (R) to 624sec (B2), 678sec (B4) and 606sec (B6), respectively, and the optimal passing-time decreased from 75.6sec (R) to 46.6sec (B2), 65.0sec (B4) and 79.0sec (B6), respectively. The porosity increased from 4.2% (R) to 27.6% (B2), 27.5% (B4) and 29.5% (B6), respectively. A homogenous microstructure with very fine pores was seen on inspection of all the blood-mixed PMMAs.

Conclusion: Blood mixed with PMMA was considered as an excellent filler that was easy to make and had good biocompatibility. The 6ml blood-mixed PMMA (B6) showed more suitable mechanical properties, including a decreased elastic modulus due to more porosity, less heating and a retarded optimal passing-time by the serum barrier, which diminished the friction between the PMMA and a cement-filler tube.

Key Words: Filler, Bone cement, Vertebroplasty, Osteoporotic vertebral compression fracture

Address reprint requests to

Dae Jung Choi, M.D.

Department of Orthopedic Surgery, Seoul Sacred Heart General Hospital

40-12 Chungryangri-dong, Dongdaemoon-gu, Seoul

Tel: 82-2-968-2394, Fax: 82-2-966-1616, E-mail: niceosu@freechal.com

Received: 2009. 4. 21. Accepted: 2009. 7. 7.

서 론

골다공증성 척추 압박 골절에 대한 치료로써 척추 성형술은 보편적으로 이미 널리 사용되고 있으며, 이에 수반되는 합병증 및 합병증 발생의 위험성을 낮추기 위한 방법들 또한 논쟁의 대상이 되고 있다. 척추 성형술 후 골시멘트에 의하여 강화된 추체의 응력은 인접분절 척추 압박골절의 발생 요인 중 하나로 여겨지고 있으며 골시멘트의 중합 반응시 발생하는 고열은 척추관내나 신경공내로 골시멘트 누출시 척추 신경 조직에 심각한 열괴사를 발생시킬 수도 있다^{1,2)}. 또한 직경이 작은 충전관을 통하여 점도가 낮은 골시멘트를 주입하여야 하는 기술적인 문제로 골시멘트의 누출 및 심폐 색전이 발생할 수도 있다^{3,4)}.

이러한 문제점들을 해결하기 위하여 많은 저자들은 골시멘트 강도와 중합열을 낮추어 척추 성형술에 적합하도록 골시멘트의 역학적 성상을 변화시키려고 하고 있다^{5,6,7)}. 저자들은 골시멘트 사용시 첨가제(filler)로서 혈액을 혼합하여 골시멘트의 역학적 성상을 척추 성형술에 유용하도록 변화시킬 수 있는지를 알아보았으며 임상적 유용성이 기대되므로 그 결과를 기술하고자 한다.

연구 재료 및 방법

1. 연구 재료 및 혼합 방법

골시멘트는 1포당 중합체 20 g (20 ml)와 액상 단량체 9.2 g (8 ml)로 구성되어 있는 척추 성형술용 골시멘트인 Exolent Spine (Elmdown LTD, London, England)을 사용하였다. 골시멘트 시편은 상온에서 24시간 이상 보관된 골시멘트로 온도 18도, 습도 21%의 수술실에서 제작되었다. 혈액을 혼합하지 않은 일반 골시멘트 시료(regular cement; R)와 골시멘트 1포에 혈액 2 ml, 4 ml, 6 ml를 각각 혼합한 시료(blood-mixed; B2, B4, B6)를 혼합한 시료를 가지고 직경 1cm, 높이 3cm의 골시멘트 시편을 각 군당 6개씩 제작하였다. 혈액은 한 연구원에서 채취하였으며 혈색소 수치 16.7 mg/dl, 혈구 용적 34.8% 였다. 혈액은 골시멘트 혼합직전 채취를 하였으며 혈종이 생기기 전에 채취 약 1분 이내 골시멘트와 혼합이 되었다.

골시멘트의 중합체와 단량체를 45초 동안 초당 2회 속도로 혼합한 후 혈액을 첨가한 뒤 약 15초간 초당 2회 속도로 고르게 혼합하였다. 시료를 20 ml 일반 주사기에 옮겨 담은 뒤 내경 1 cm, 높이 3 cm의 스테인레스 주물에 주입하여 시편을 1개 제작하여 강도측정에 사용하

고, 적정 투여시간 측정을 위하여 내경 2.8 mm, 길이 215 mm 충전관 3개에 시료를 채웠다. 나머지 8~10 ml 여분의 시료는 주사기에서 모두 배출시켜 시료 혼합그릇에 다시 담아 중합온도 및 응고속도 측정에 사용되었다. 24 시간 경과 뒤 골시멘트 시편이 완전히 굳고 나면 스테인레스 주물의 한 쪽 끝에서 강봉으로 약한 외력을 주면 쉽게 분리가 되었다. 시편은 정확도 0.05 mm인 Vernier Caliper(Mitutoyo, Kawasaki, Japan)를 사용하여 외경과 높이를 측정하고 단면을 사포로 갈아서 길이를 정확히 하였다. 상기와 같은 방법을 각 군당 6회 반복하여 자료를 수집하였다.

2. 연구 방법

탄성계수(Young's modulus)는 인장 검사기구인 Instron Micro-test system (Instron, Norwood, MA, USA)에 장착된 후 5 mm/min 압력속도(compressive speed), 2kN 로드셀(load cell)의 조건을 주어 검사하였다. 탄성계수는 응력-변형 곡선(stress-strain curve)의 기울기로 정의된다. 하중에 따른 변이(displacement)는 초당 20회(20 Hz)로 측정되었으며 입력 자료의 분석은 Bluehill 2 software (Instron)를 사용하였다.

중합온도(polymerization time)는 중합체와 단량체 혼합 후 최고 온도에 오른 시점으로 정의하고 정확도 ± 2 도, 거리계수(distance spot ratio) 8:1의 비접촉식 적외선 온도계인 Infrared Thermometer(AR852B) (ARCO, Guangzhou, China)를 사용하여, 방사율을 0.9로 설정 후 시료 혼합그릇에 남아있는 시료 덩어리를 시료와의 거리 10 mm 이내로 최대 근접하여 측정하였다. 응고 시간(setting time)은 혼합 직후부터 중합온도에 이르는 시점까지로 정의하였다⁸⁾.

적정 투여시간(optimal passing time)은 투여 적절한 점도로 상승된 골시멘트를 내경 2.8 mm 충전관을 통하여 통과시키는 것이 가능한 시간으로, 충전관의 추진기(pushers)를 실험자가 손으로 밀었을 때 20~50N의 힘이 디지털 압력계에 기록되는 동안의 시간으로 정의하였다. 20N 이하의 압력으로 골시멘트가 충전관을 통과 가능시 골시멘트는 액상의 성상에 더 가깝다. 20~50N의 압력으로 통과 가능시의 점도는 치약처럼 연성(malleable)의 고체 성상을 보인다. 60N이상이 발생하면 수초 이내 주입이 불가능한 점도가 발생하면서 추진기는 충전관 안에서 고정되어 버린다. 따라서 저자들은 20~50N의 압력이 계측되는 시간을 적정 투여시간으로 설정하였다.

점성이 있는 유체가 관을 통과할 때 발생하는데 필요한 힘은 점도계수와 관의 반지름에 큰 영향을 받는다⁹⁾.

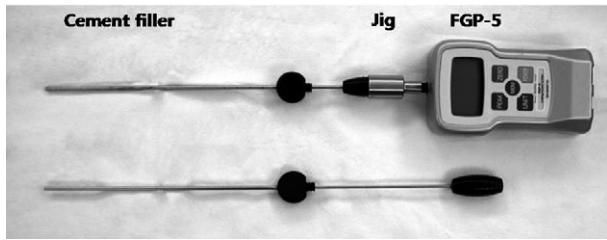


Fig. 1. Measurement methods of pressure-related manipulation time. A cement filler with 2.8 mm of diameter is connected with FGP-5. A jig can hold a cement filler tightly along the parallel axis to FGP-5 not to cause unexpected resistant pressure during cement-pushing.

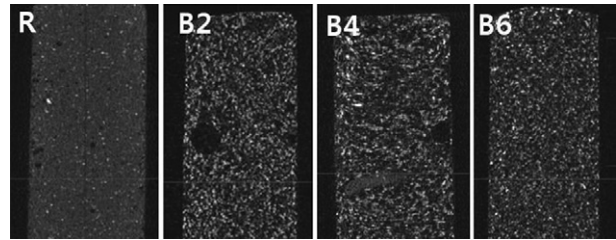


Fig. 2. Micro-configuration on micro-CT. Blood-mixed PMMA's (B2, B4 and B6) showed homogenous structures with fine regular pores.

Table 1. Homogenous subsets by Tukey B test

Group	Tukey B test		(Subset for alpha=0.05)	
	R	2B	4B	6B
Young's Modulus	2	1	1	1
Polymerization temperature	4	3	2	1
Setting time	4	2	3	1
Manipulation time	3	1	2	3
Porosity	1	2	2	2

저자들의 경우는 이미 경피적 척추 성형술시도 풍선 척추 성형술시 사용되는 내경 2.8 mm의 골시멘트 충전관을 사용하고 있어서 실제 실험에도 내경 2.8 mm, 길이 215 mm의 골시멘트 충전관을 사용하였다. 충전관의 추진기를 디지털 압력계(FGP-5) (NIDEC-SHIMPO Corporation, Kyoto, Japan)에 연결하고 충전관을 실험자의 왼손으로 고정하고 추진기가 연결된 디지털 압력계를 오른손으로 서서히 밀면 점도가 상승하면서 충전관을 통과시키기 위해 필요한 최소 압력을 측정할 디지털 압력계로 측정하였다. 디지털 압력계와 추진기 및 충전관이 일직선을 유지하지 않으면 추진기와 충전관의 엇갈린 축에 의해 저항이 발생할 수 있으므로 압력계와 충전관의 추진기를 단일축상으로 지그(jig)를 사용하여 단단히 고정하였다(Fig. 1).

시편의 다공성(porosity)과 단면의 영상학적 특성은 SkyScan 1076 MicroCT System (Begium)으로 검사하였다.

실험 결과의 통계적 유의성 판단은 SPSS 15.0 프로그램을 이용하였으며, 각 군간 동질성 검사인 Post Hoc Multiple Comparisons 검사는 Tukey's-b test로 조건을 주고 One-Way ANOVA test로 검증하였다.

결 과

탄성계수는 R군; 919.5 ± 148.2 MPa, B2군; $701.0 \pm$

76.1 MPa, B4군; 693.5 ± 104.1 MPa, B6군; 545.6 ± 93.1 MPa였다. R군과 비교하여 혈액 혼합군들은 모두 의미있게 탄성계수가 감소하였으며, 혈액이 많이 혼합될수록 탄성계수는 더 감소하였으나 동질성 검사상 의미있는 차이를 나타내지는 않았다(Table 1).

중합온도는 R군; 74.2 ± 2.6 도, B2군; 59.8 ± 2.2 도, B4군; 54.2 ± 1.6 도, B6군; 47.5 ± 1.0 도였으며, 응고시간은 R군; 1065 ± 15 초, B2군; 624 ± 8 초, B4군; 678 ± 3 초, B6군; 606 ± 8 초였다. 혼합되는 혈액량이 많을수록 중합온도가 의미있게 감소하는 양상을 보였으며 응고시간 또한 단축되는 양상을 보여주었다.

적정 투여시간은 R군; 75.6 ± 2.6 초, B2군; 46.6 ± 2.3 초, B4군; 65.0 ± 6.1 초, B6군; 79.0 ± 4.2 초였다. 응고시간이 단축되는 것은 점도가 빠르게 상승하는 것을 의미하며 충전관을 통과할 수 있는 투여시간 또한 단축되어야 한다. 그러나 혈액 혼합량이 증가하면서 단축된 응고시간을 보임에도 불구하고 20~50N의 힘으로 충전관을 통과시킬 수 있는 적정 투여시간은 연장되는 결과를 나타내었다.

미세 컴퓨터 단층촬영 검사상 다공성은 R군; $4.2 \pm 0.6\%$, B2군; $27.6 \pm 1.7\%$, B4군; $27.5 \pm 1.4\%$, B6군; $29.5 \pm 1.6\%$ 였다. 혈액 혼합군들은 혼합량과 관계없이 유사한 다공성 정도를 나타내었다. 미세 컴퓨터 단층촬영 영상상 혈액을 혼합한 군은 아주 미세하게 관찰되는 세공 양상의 균질의 다공성이 관찰되었다(Fig. 2).

고 찰

골시멘트에 혼합물을 섞어 다공성을 만들려는 시도는 골시멘트에 혼합된 항생제를 원활히 분비시키기 위한 목적이었으나 부가적으로 강도가 감소한 골시멘트를 사용할 수 있는 계기가 되었다.^{5,6)}

골다공증성 척추 압박골절을 치료하기 위하여 골시멘트를 사용함으로써 골절된 골다공성 추체를 안정화 및 강화시켜 통증을 극적으로 감소시키는데 성공하였다. 그러나 골다공증성 추체의 골강도와 골시멘트 강도는 약 8~40배 차이가 있어 골시멘트 사용시 인접 분절로 응력 전달이 증가되어 인접분절 척추 압박골절의 발생 가능성 및 척추 성형술 후 해당 추체의 지속적인 해면골 붕괴 등이 보고되면서^{10,11)}, 골시멘트의 강도나 추체내 주입된 양상 및 분포 등과 인접분절 추체로 전달되는 응력 변화에 대한 많은 연구가 있었으며 과도한 응력 발생을 낮추기 위하여 강도가 낮은 척추 성형술용 골시멘트를 새롭게 개발하거나 골시멘트 대체제 사용이 시도 되기도 하였다.^{12,13)}

골시멘트 성분의 혼합 비율을 이용하여 강도를 낮추려는 연구에서는, 일정량의 중합체에 혼합되는 단량체의 비율이 증가할수록 골시멘트의 탄성계수는 2210 MPa에서 1780 MPa로 약 19.5%정도 감소하며 임상적으로 간단히 시행할 수 있는 방법이나, 필요한 정도까지 효과적으로 감소시키지 못하여 임상적으로는 의미가 없을 것으로 보고된 바 있으며⁷⁾, 방사선 비투과성(radiopaque) 물질을 액상 부피 비율로 골시멘트 대비 50%까지 혼합시 탄성계수(Young's modulus)를 2800 MPa에서 120 MPa로 95.7%까지도 감소시킬 수 있는 것으로 보고된 바도 있으나 그 감소된 정도가 너무 커서 골다공증성 추체에 주입시 추체 강도를 효과적으로 강화시키지 못하는 것으로 보고되었다.¹⁴⁾

골시멘트에 충전제(filler) 혼합시 강도가 낮아지는 것은 골시멘트에 섞인 혼합물에 의해 골시멘트 내부에 다공성이 발생하기 때문이다. 다공성을 발생시키기 위한 충전제는 점도가 높아야 하며 골시멘트와 혼합하여 추체에 주입된 후에는 흡수, 배출이 잘 되어 하므로 친수성 물질이면서 생체 적합성과 분해가 용이한 물질이 적절한 것으로 권장된다⁸⁾. Boger 등⁸⁾은 Sodium Hyaluronate를 골시멘트 액체용적 대비 약 35%(약 13 ml 정도)를 혼합하여 다공성을 56%까지 발생시켰을 때 탄성계수는 1837 MPa에서 477 MPa로 감소하였고, 중합온도는 68도에서 41도로 낮아져 골시멘트 주위 조직의 열손상 발생 위험성을 낮출 수 있을 것으로 보고하였다. Sodium Hyaluronate는 이미 골이식 대체제에 혼합되어 사용되고 있으나 극히 소량 첨가된 것이며, 필요한 만큼의 골

시멘트 강도를 낮추려면 액상 부피 비율로 골시멘트 대비 35%이상인 약 13 ml 이상 혼합이 되어야 하므로 다량의 Sodium Hyaluronate가 추체내에서 혈액속으로 흡수가 발생할 가능성이 있을 것으로 생각된다. 혈액내로 흡수되지 않는 인체 특정 조직 부분에 국소적으로 사용하는 것을 제외하면 추체내 사용이 안전한가에 대해서는 아직 확신할 수 없다.¹⁵⁾

골시멘트에 첨가제(additive)를 혼합하여 새로운 중합 반응을 유도하는 방법으로, N-methyl-pyrrolidone (NMP)를 다량 첨가하였을 경우 탄성계수는 2384 MPa에서 320 MPa으로 7.5배 감소하고 중합온도는 70도에서 48도로 감소하며 응고시간이 2배로 증가하여 여유있게 골시멘트를 주입할 수 있다는 점에서 임상상 유용한 효과를 예측한 연구도 있으나¹⁶⁾, 응고시간이 증가한 부분은 일반 주사기나 충전관을 통하여 추체내로 저압력 상태에서 주입하기에는 유리한 상태일 수 있으나 추체내 주입 후에는 낮은 점도의 골시멘트가 추체내 골절부위에 장시간 위치하게 되는 것을 의미하므로 골시멘트 누출의 위험성이 더 큰 상태를 의미할 수도 있다고 생각된다. 척추 성형술시 추체내 정맥압력은 상행 요추 정맥압력보다 약 13.6배(최대 70배)인 10.9KPa(최대 56KPa)가 발생하므로, 충분한 량의 골시멘트를 주입하면서도 피질골 또는 종관부 골절부와 요추 정맥동을 따라 누출과 색전이 되지 않으려면 상승된 추체내 정맥압력에 분산되어 버리지 않을 정도로 점도가 충분히 상승된 뒤 주입되어야 한다.^{17,18)}

혈액을 충전제로 사용한 저자들의 연구에서는, 다양한 혼합물을 사용한 다른 연구에서와 같이 응고시간이 단축되었다. 그러나 혈액의 혼합량이 증가하면서 오히려 적정 투여시간이 증가하는 양상으로 바뀌었으며 이런 양상은 다른 충전제나 첨가제 사용시는 보고되지 않는 현상이다. 혼합되는 혈액의 량이 증가하여도 다공성 발생에 있어서는 근소한 차이만을 보이고 있는 것으로 보아 일정량의 혈액만 골시멘트 내부에 혼합이 되고 나머지는 골시멘트 시료 및 시편 표면으로 이동되면서 상당량의 혈청이 골시멘트와 충전관 사이에서 마찰을 줄여주는 혈청막으로 작용하게 되는 것으로 생각된다. 실제로 시료 혼합 후 남아있는 덩어리 표면에는 2 ml 혈액 혼합시에는 잘 관찰되지 않는 미끄러운 액체가 6 ml 혈액 혼합 시에는 상당히 많은 량이 관찰된다. 적정 투여시간이 증가한 것은 시간이 증가한 만큼 점도가 상승된 골시멘트를 주입할 수 있으며 이로 인하여 골시멘트의 추체외 누출의 위험성을 감소시킬 수 있다는 것을 의미한다.

혈액 혼합 골시멘트는 미세 컴퓨터 단층촬영 영상에서 대체로 아주 미세한 세공이 관찰되었으며 비교적 균질 상태의 혼합물 양상으로 관찰되어 추체내에서 압박력

등에 대하여 안정한 지지를 할 수 있을 것으로 생각된다.

본 연구는 임상적인 시술방법과 가능한 유사하게 실험을 계획하여 시술시 발생하는 임상적인 문제점과 개선점을 찾는 데 주력한 연구여서 계측장비 설치 및 측정 방법 등에 있어서 실험자의 주관이 있을 수 있는 제한점이 있었다.

적정 투여시간을 결정하는 20~50N은 실험자가 실제 시술시 골시멘트 주입시 느끼는 저항을 골시멘트 점도 양상을 고려하여 임의로 결정한 것이다. 시술자의 힘이 약하다면 40~50N의 저항 발생시 골시멘트의 충전관 통과시 상당한 압력을 필요로 하게 된다고 느낄 수 있다. 따라서 이에 따른 적정 투여시간이 달리 측정될 수 있다. 그러나 혼합되는 혈액량에 따른 응고시간이나 적정 투여시간의 경향은 유사할 것으로 생각된다.

고식적인 경피적 척추 성형술은 출구 내경 0.6 mm의 10 ml 일반 주사기를 골시멘트 충전관으로 사용하므로 저자들의 적정 투여시간 내에서 적절한 점도로 생각하는 것보다는 낮은 점도에서 투여 가능한 시간이 형성될 것이다. 골시멘트가 충전관을 통과하기 위해 필요한 힘은 충전관의 내경에 큰 영향을 받으므로 투여 적절한 점도의 골시멘트를 통과시키려면 충전관의 내경에 따라 필요한 혈액의 혼합량 또한 달라질 것이며 적정 투여시간 또한 달라질 것이다.

비접촉성 적외선 온도계를 실험에 사용함에 있어 거리계수보다 더 원거리에서 직경이 작은 시편의 온도를 측정시에는 시편의 크기보다 넓은 주변 면적까지도 측정범위에 포함하여 측정되므로 시편의 온도가 실제보다 낮게 측정되는 오류가 발생할 수 있다. 따라서 측정하고자 하는 시료의 크기에 맞추어 산정되는 측정 가능 거리 이내에서 측정을 해야 한다. 또한 피사체의 재질마다 방사율이 다른 것을 고려해야 한다. 스테인레스 용기에 담겨있는 골시멘트 시료의 온도를 스테인레스 용기 부분에서 발생하는 온도로 측정하면 스테인레스의 방사율은 상당히 낮기 때문에 실제보다 낮게 측정될 수 있다. 골시멘트의 방사율은 석고나 벽돌의 방사율 값인 0.8~0.9로 설정하는 것이 타당할 것을 생각되며 이에 따른 오차는 50도 중합온도 발생에 대하여 약 5도 내외일 것으로 생각된다.

본 연구의 제한점에 대해서는 유사한 측정 기계와 측정 방법들을 이용한 연구들이 거듭되면서 객관성을 갖는 연구 방법들이 제시될 수 있을 것으로 기대한다.

결 론

골시멘트에 충전제(filler)로서 혈액을 혼합하는 방법

은 경피적 척추 성형술에 적합하도록 골시멘트 성상을 변화시키는데 효과적이고 안전한 방법으로 생각된다. 충분한 량의 혈액을 혼합시에는 골시멘트의 탄성계수를 효과적으로 낮출 수 있었으며, 세공의 크기 또한 작고, 비교적 균일하여 안정적인 구조물로 관찰되었다. 혈액 혼합 골시멘트 표면에는 충전관 통과시 윤활작용을 할 수 있는 혈청막이 형성되어, 응고시간이 단축되었어도 적정 투여시간은 오히려 연장되었다. 혈액 혼합 골시멘트를 사용시는 충분한 적정 투여시간이 확보되므로 확보된 시간만큼 높은 점도의 골시멘트를 추체내 주입하는 것이 용이할 것으로 생각된다.

참고 문헌

- 1) Lin EP, Ekholm S, Hiwatashi A, Westesson PL: *Vertebroplasty: Cement leakage into the disk increase the risk of new fracture of adjacent vertebral body*. Am J Neurol 2004; 25: 175-180.
- 2) Teng MM, Cheng H, Ho DM, Chang CY: *Intraspinal leakage of bone cement after vertebroplasty: a report of 3 cases*. Am J Neuroradiol 2006; 27: 224-229.
- 3) Chen JK, Lee HM, Shih JT, Hung ST: *Combined extraforaminal and intradiscal cement leakage following percutaneous vertebroplasty*. Spine 2007; 32: 358-362.
- 4) Lim SH, Kim H, Kim HK, Baek MJ: *Multiple cardiac perforations and pulmonary embolism caused by cement leakage after percutaneous vertebroplasty*. Eur J Cardiothorac Surg 2008; 33: 510-512.
- 5) McLaren AC, McLaren SG, McLemore R, Vernon BL: *Particle size of fillers affects permeability of polymethylmethacrylate*. Clin Orthop Relat Res 2007; 461: 64-67.
- 6) Chiu FY, Lin CF: *Antibiotic-impregnated cement in revision total knee arthroplasty. A prospective cohort study of one hundred and eighty-three knees*. J Bone Joint Surg Am 2009; 91: 628-633.
- 7) Belkoff SM, Sanders JC, Jasper LE: *The effect of the monomer-to-powder ratio on the material properties of acrylic bone cement*. J Biomed Mater Res 2002; 63: 396-399.
- 8) Boger A, Böhner M, Heini P, Verrier S, Schneider E: *Properties of an injectable low modulus PMMA bone cement for osteoporotic bone*. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2008; 86: 474-482.
- 9) Loeffel M, Ferguson SJ, Nolte LP, Kowal JH: *Vertebroplasty: experimental characterization of polymethyl-*

- methacrylate bone cement spreading as a function of viscosity, bone porosity, and flow rate. Spine* 2008; 20: 1352-1359.
- 10) **Frankel BM, Monroe T, Wang C:** Percutaneous vertebral augmentation: an elevation in adjacent-level fracture risk in kyphoplasty as compared with vertebroplasty. *Spine J* 2007; 7: 575-582.
 - 11) **Lin WC, Lee YC, Lee CH, et al.:** Refractures in cemented vertebrae after percutaneous vertebroplasty: a retrospective analysis. *Eur Spine J* 2008; 17: 592-599.
 - 12) **Hu X, Zhai X, Hirt T:** A new concept for more biocompliant bone cements for vertebroplasty and kyphoplasty. *Macromol Biosci* 2009; 9: 195-202.
 - 13) **Grafe IA, Baier M, Nöldge G, et al.:** Calcium-phosphate and polymethylmethacrylate cement in long-term outcome after kyphoplasty of painful osteoporotic vertebral fractures. *Spine* 2008; 33: 1284-1290.
 - 14) **Boger A, Bisig A, Bohner M, Heini P, Schneider E:** Variation of the mechanical properties of PMMA to suit osteoporotic cancellous bone. *J Biomater Sci Polym Ed* 2008; 19: 1125-1142.
 - 15) **Hexip B, Nakaoka R, Tsuchiya T:** Safety evaluation of surgical materials by cytotoxicity testing. *Artif Organs* 2008; 11: 204-211.
 - 16) **Boger A, Wheeler K, Montali A, Gruskin E:** NMP-modified PMMA bone cement with adapted mechanical and hardening properties for the use in cancellous bone augmentation. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009; Early view (Published-Online).
 - 17) **Baroud G, Crookshank M, Bohner M:** High-viscosity cement significantly enhances uniformity of cement filling in vertebroplasty: an experimental model and study on cement leakage. *Spine* 2006; 31: 2562-2568.
 - 18) **Gravius S, Kraska N, Maus U, Mumme T, Berdel P, Weißkopf M:** Intravertebral Pressure during Vertebroplasty - An in-vitro Study. *Z Orthop Unfall* 2009; 147: 43-47.

국문초록

연구계획: 혈액이 첨가된 척추 성형술용 골시멘트의 역학적 성상을 연구하였다.

연구목적: 골시멘트의 성상을 척추 성형술에 적합하게 변화시키는 것이 임상적으로 가능한지 알아보고자 하였다.

대상 및 방법: 첨가제를 혼합하지 않은 골시멘트 군과(regular cement; R), 골시멘트 1포(29.9g)에 첨가제(filler)로서 혈액 2 ml, 4 ml, 6 ml를 혼합한 군(blood-mixed; B2, B4, B6)의 역학적 성상을 비교하였다. 탄성계수(Young's modulus), 중합온도(polymerization temperature), 응고시간(settling time) 및 투여 적절한 점도로 상승된 골시멘트를 내경 2.8mm 충전관을 통하여 주입시 20~50N의 힘이 요구되는 적정 투여시간(optimal passing-time)을 측정하였다. 미세컴퓨터 단층촬영 검사로 다공성 정도 및 미세구조를 평가하였다.

결과: 탄성계수는 R군; 919.5 ± 148.2 MPa, B2군; 701.0 ± 76.1 MPa, B4군; 693.5 ± 104.1 MPa, B6군; 545.6 ± 93.1 MPa였다. 중합온도는 R군; 74.2도, B2군; 59.8도, B4군; 54.2도, B6군; 47.5도였다. 응고시간은 R군; 1065초, B2군; 624초, B4군; 678초, B6군; 606초였다. 적정 투여시간은 R군; 75.6초, B2군; 46.6초, B4군; 65.0초, B6군; 79.0초였다. 미세 컴퓨터 단층촬영 검사상 다공성은 R군; 4.2%, 2B군; 27.6%, 4B군; 27.5%, 6B군; 29.5%였다. 혈액이 혼합된 골시멘트의 미세구조는 혼합된 혈액의 크기가 매우 작은 세공을 형성하는 양상으로 관찰되었다.

결론: 혈액은 골시멘트에 임상적으로 간단히 혼합할 수 있으면서도 생체 적합성을 갖는 우수한 첨가제로 생각된다. 골시멘트 1포에 6 ml 혈액의 혼합하자 탄성 계수와 중합온도가 감소하고, 응고시간이 단축되면서도 적정 투여시간이 길어지는 양상을 나타내는 등의 척추 성형술에 적합한 역학적 성상을 나타내었다. 탄성계수의 감소는 혈액 혼합으로 생성된 다공성에 의한 것으로 생각되며, 적정 투여시간의 연장은 혼합된 혈액이 시료 외부에서 혈청막을 형성하여 골시멘트와 골시멘트 충전관 사이의 마찰을 감소시키는 윤활작용을 하였기 때문으로 생각된다.

색인단어: 첨가제, 골시멘트, 척추 성형술, 골다공증성 척추 압박골절

※ 통신저자 : 최 대 정

서울시 동대문구 청량리동 40-12

서울 성심병원 정형외과

Tel: 82-2-968-2394, Fax: 82-2-966-1616, E-mail: niceosu@freechal.com