

## 시멘팅 시간에 따른 시멘트와 치환물 사이의 결합강도

조우신 · 김병관 · 우제호 · 염윤석\* · 변화교

울산대학교 의과대학 서울아산병원 정형외과학교실, 울산대학교병원 정형외과학교실\*

### Bonding Strength between Cement and an Implant according to the Cementing Time

Woo-Shin Cho, M.D., Byung-Kwan Kim, M.D., Je-Ho Woo, M.D.,  
Yoon-Seok Youm, M.D.\*, and Hwa-Kyo Byeon, M.D.

Department of Orthopedic Surgery, Asan Medical Center, College of Medicine,  
University of Ulsan, Seoul, Ulsan University Hospital\*, Ulsan, Korea

**Purpose:** The objective of this study was to compare the bonding strength between cement and an implant according to the cementing time.

**Materials and Methods:** The two types of cement used were CMW<sup>®</sup> 1 and 3 (Depuy Ltd., Blackpool, UK). Plastic molds containing CMW<sup>®</sup> 1 were pressed onto metal blocks at 2, 4, 5 or 6 minutes after mixing the cement, while molds containing CMW<sup>®</sup> 3 were pressed onto blocks at 3, 5, 6 or 7 minutes after mixing the cement. Tensile strength was tested with using an Instron Model 8874 (Instron Corp., Canton, MA, USA). Tensile strengths were compared using the Kruskal-Wallis test and the Mann-Whitney U test.

**Results:** The strongest bonding strengths for the tensile load were at 2 minutes post-mixing for CMW<sup>®</sup> 1, and at 3 minutes post-mixing for CMW<sup>®</sup> 3. The strength rapidly decreased after 5 minutes for CMW<sup>®</sup> 1 and after 6 minutes for CMW<sup>®</sup> 3.

**Conclusion:** This study suggests that the risk of loosening between cement and an implant is likely to be minimized by the surgical technique that considers the bonding strength according to time.

**Key Words:** Bonding strength, Bone cement, Loosening, Arthroplasty

### 서 론

슬관절 인공관절의 치환술 후에 발생하는 해리를 줄이기 위한 많은 연구가 계속되고 있다. 해리와 관련된 수술적 요인으로는 하지 정렬, 불안정성 및 치환물의 고정방법 등이 있다<sup>4,10,19</sup>. 이중 고정방법에 대하여 많은 이론이 있으나 슬관절에서는 아직까지 시멘트를 사용하는 것이 대표적인 방법이라고 할 수 있다<sup>2</sup>. 시멘트 사용시 해리는 시멘트와 뼈 사이, 또는 시멘트와 치환물 사이에서 일어날 수 있으며<sup>11,17</sup>, 비록 시멘트가 접착제로써 사용되지 않는다고는 하나<sup>1</sup> 많은 저자들이 시멘트와 치환물 사이

의 결합력이 해리에 중요한 역할을 한다고 보고하고 있다<sup>3,16,22</sup>. 이 결합력은 시멘트의 종류, 고정 시 압박력, 이물질의 존재 및 시멘트를 고정하는 시간에 따라서 달라질 수 있다<sup>8</sup>.

만약, 시멘트와 치환물간의 결합력이 약해진다면 이로 인해 해리의 빈도는 높아질 것으로 사료되는 바, 이 연구의 목적은 시멘팅 시간이 시멘트와 치환물 간의 결합강도에 미치는 영향을 알아보는데 있다.

통신저자 : 조 우 신

서울시 송파구 풍납2동 388-1  
울산대학교 의과대학 서울아산병원 정형외과  
TEL: 02-3010-3530 • FAX: 02-488-7877  
E-mail: wscho@amc.seoul.kr

Address reprint requests to

Woo-Shin Cho, M.D.  
Department of Orthopaedic Surgery, Asan Medical Center,  
388-1, Pungnap-2 dong, Songpa-gu, Seoul 138-736, Korea  
Tel: +82.2-3010-3530, Fax: +82.2-488-7877  
E-mail: wscho@amc.seoul.kr

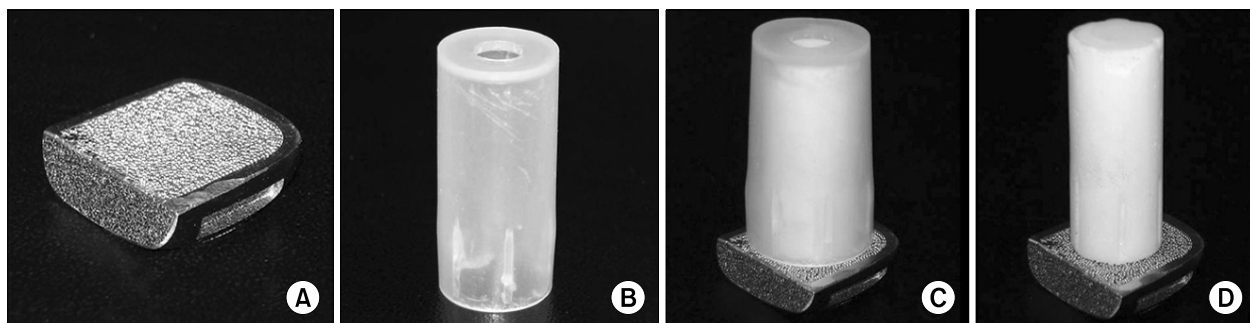


Fig. 1. Basic materials for testing the tensile force between cement and a metal block (A: metal block, B: plastic tube, C: test material after cementing within the plastic tube, D: test material after removing the plastic tube).

### 대상 및 방법

실제 슬관절의 인공관절에 사용되는 Scorpio (Stryker, Allendale, NJ, USA) 대퇴부 치환물의 원위, 전 후 방부분을 실험이 용이하도록 약  $1.5\text{ cm} \times 1.5\text{ cm} \times 0.5\text{ cm}$  크기로 절단하여 6개의 금속 블록을 만들었다. 이 치환물은 코발트 크롬 합금으로 시멘트를 사용하도록 만들어졌으며 표면 조직은 격자모양으로 되어 있다. 관절면과 안쪽면이 평행하게 되도록, 관절면을 편평하게 가공하고, 고정장치를 제작한 다음 금속블록에 고정장치를 위한 홈을 만들어 인장강도 실험 시 금속블록이 흔들림이 없도록 하였다(Fig. 1, 2). 실험 후 각 블록의 표면을 초음파 세정기를 이용하여 세척하였으며, 준비 연구상 여러 번 세척을 한 뒤에도 결합력에 차이가 거의 없음을 확인하였다.

같은 크기와 모양으로 시멘트가 고정될 수 있도록 길이 3 cm, 직경 1 cm의 속이 비어 있는 플라스틱 원통형틀을 구하여 여기에 시멘트를 넣어 결합력을 검사하는데 이용하였다(Fig. 1). 시멘트는 CMW<sup>®</sup> 1과 CMW<sup>®</sup> 3 (Depuy Ltd., Blackpool, UK) 두 가지를 사용하였다. 이 시멘트들은 슬관절 치환술시 가장 흔하게 사용되고 있는 것으로 상온 (23°C)에서 12시간 이상 저장한 뒤 온도 23°C, 습도 30%의 환경에서 polymer를 사발에 담고 monomer를 부은 다음 가능한 일정한 속도(약 분당 100회)를 유지하면서 수작업으로 혼합을 하였다. 플라스틱 틀 속에 CMW<sup>®</sup> 1과 CMW<sup>®</sup> 3를 가득 넣은 후, CMW<sup>®</sup> 1 시멘트는 혼합 후 2분, 4분, 5분, 6분에 각각 6개씩, CMW<sup>®</sup> 3 시멘트는 혼합 후, 3분, 5분, 6분, 7분에 역시 각각 6개씩, 20분 동안 3 kg의 일정한 압력으로 금속블록의 안쪽(시멘트면)에 압력을 가하여 결합시킨 후 접촉면에서 새어 나오

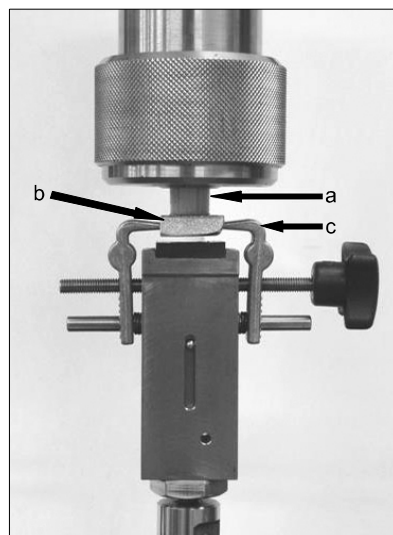


Fig. 2. The method to test the tensile strength between cement and a metal block (a; cement, b; metal block, c; block holder).

는 시멘트는 단단해지기 전에 모두 제거하였다. 시멘트가 경화되는 동안은 23°C의 생리식염수에서 냉각하였으며, 이후 24시간 동안 36.5°C의 생리식염수에 담가놓은 뒤, 플라스틱 틀을 제거한 후 결합력을 검사하였다.

결합력은 Instron Model 8874 (Instron Corp., Canton, MA, USA)를 이용하여 시멘트와 금속블록 사이의 인장 강도를 측정하였다. 인장응력(tensile stress)은 10 mm/min의 비율로 시멘트가 금속블록에서 분리될 때까지 가하였다. 얻어진 자료를 Kruskal-Wallis test와 Mann-Whitney U test를 이용하여 p 값이 0.05 미만인 경우를 통계학적으로 의미가 있는 것으로 판정하였으며, 통계처리는 SPSS for windows, version 11.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA)을 이용하였다.

**Table 1.** The Mean Tensile Bonding Strength of CMW<sup>®</sup> 1 Cement over Time after Mixing

| Time after mixing (min)             | 2    | 4    | 5    | 6    |
|-------------------------------------|------|------|------|------|
| Mean tensile bonding strength (Mpa) | 7.58 | 6.66 | 1.55 | 0.64 |

**Table 2.** The Mean Tensile Bonding Strength of CMW<sup>®</sup> 3 Cement over Time after Mixing

| Time after mixing (min)             | 3    | 5    | 6    | 7    |
|-------------------------------------|------|------|------|------|
| Mean tensile bonding strength (Mpa) | 5.83 | 5.00 | 1.81 | 0.58 |

## 결 과

CMW<sup>®</sup> 1의 경우, 평균 인장 강도는 2분에 7.58 MPa, 4분에 6.66 MPa, 5분에 1.55 MPa, 그리고 6분에는 0.64 MPa로 나타났다(Table 1). CMW<sup>®</sup> 3의 경우는 3분에 5.83 MPa, 5분에 5.00 MPa, 6분에 1.81 MPa, 그리고 7분에는 0.58 MPa이었다(Table 2).

CMW<sup>®</sup> 1의 결과에서 2분과 4분 사이의 인장강도 차이( $p=0.096$ )와 5분과 6분 사이의 인장강도 차이는 유의한 의미를 가지지 않았지만( $p=0.06$ )(Fig. 3), 2분과 4분에서의 평균 인장강도는 5분과 6분에서보다 현저하게 강하였다( $p<0.05$ ).

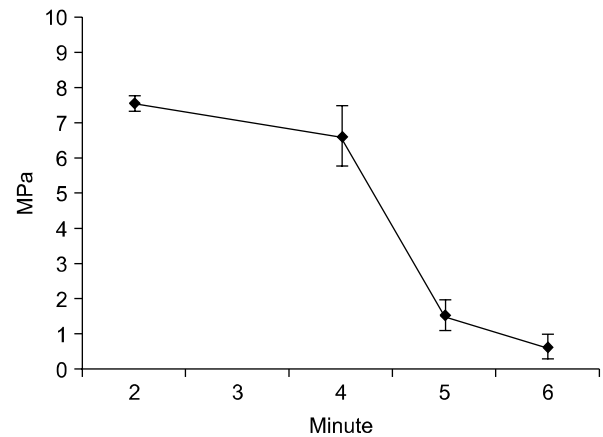
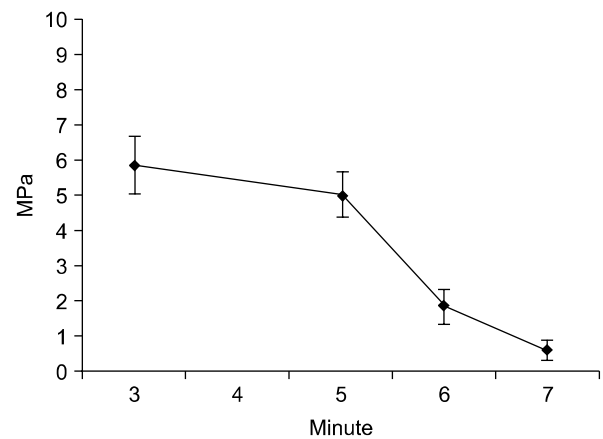
CMW<sup>®</sup> 3의 경우는 3분과 5분 사이의 인장강도와 6분과 7분 사이의 인장강도는 유의한 수준의 차이를 보이지는 않았으나( $p=0.654$ )(Fig. 4), 3분과 5분에서의 평균 인장강도는 6분과 7분에서보다 훨씬 컸다( $p<0.05$ ).

## 고 찰

해리는 인공 치환물의 장기 생존에 가장 큰 영향을 미치는 인자이며<sup>4)</sup>, 뼈와 치환물 사이 결합이 붕괴된 결과라 할 수 있다<sup>12)</sup>. 이는 치환물의 고정방법에 따라 차이가 나며 시멘트로 고정을 할 경우 시멘트가 해리와 밀접한 관계가 있다고 할 것이다.

시멘트의 부작용에 대한 우려는 있으나 수술하기가 쉽고 고정력이 확실하며 초기에 안정성을 얻어 조기 거동을 가능하게 한다는 점에서 슬관절의 인공 관절술에 있어서는 시멘트를 이용한 고정이 근간을 이루고 있다<sup>2)</sup>.

시멘트를 이용한 인공관절 치환술의 해리에 대한 연구

**Fig. 3.** Graph of the mean tensile bonding strength of CMW<sup>®</sup> 1 cement over time after mixing. The error bars represent the standard error.**Fig. 4.** Graph of the mean tensile bonding strength of CMW<sup>®</sup> 3 cement over time after mixing. The error bars represent the standard error.

에서 시멘트-치환물 사이에서 해리현상이 드물지 않게 보고되고 있다. Goldring 등<sup>5)</sup>과 Willert 등<sup>20)</sup>은 고관절 인공관절 재치환술시 시멘트-뼈 사이에서 발생한 섬유성 막(fibrous membrane)이 해리가 발생하기 시작하는 주된 원인이라고 하였다. 그러나 Maloney 등<sup>14)</sup>은 고관절 인공관절 치환술 후 시멘트-뼈 사이에 섬유성 막은 거의 없으며, 시멘트와 치환물 사이에 해리가 흔하다고 하였다. Jasty 등<sup>12)</sup>과 Stauffer<sup>18)</sup>도 시멘트와 치환물 사이의 결합과 소견이 해리의 주 원인이라고 하였다. 슬관절 치환술에 있어서는 Han 등<sup>7)</sup>은 대퇴 삽입물의 조기 해리가 나타난 15예 모두에서 수술 소견상 시멘트-치환물 사이의 해리가 있었음을 보고하였고, Mikulak 등<sup>15)</sup>도

치환물의 해리로 재수술을 시행한 경우 수술 소견상 시멘트-치환물 사이에서 해리가 발생함을 보고하였다. 결국 시멘트와 치환물 사이의 결합 강도가 해리의 중요한 변수라고 생각된다.

시멘트의 결합 강도는 시멘트의 종류, 혼합방법, 고정 시간, 고정 시 압력, 이물질 존재여부 및 환경에 따라서 결정된다<sup>8,9,13,21)</sup>. 시멘트는 분말로 된 polymer와 액체로 된 monomer로 구성되어 있다. 분말은 각 제조회사마다 입자의 크기, 분자량 및 chain의 길이가 다르게 정해져 있으며 대개 30-150 nm의 크기에 분자량도 평균 17만으로 2만에서 200만까지 다양하다. 본 연구에서는 CMW<sup>®</sup> 1과 CMW<sup>®</sup> 3을 이용하였는데 이는 이 시멘트가 인공 슬관절에서 가장 흔히 사용되기 때문이다. CMW<sup>®</sup> 1은 점성이 높으며 setting time이 8-9분으로 되어 있고, CMW<sup>®</sup> 3의 점성은 중간이고 setting time이 8분 30초-9분 30초로 알려져 있다.

시멘트의 형태적 변화를 시기별로 분류해 보면, 분말과 액체를 섞으면 맨 처음에는 액체를 중심으로 분말이 뭉쳐지게 되고, 분말이 액체 monomer에 녹은 후, 이 시기가 지나면 균질의 비교적 점성이 있는 액체 상태(liquid stage)가 된다. 이 때부터 화학반응을 일으키며 중합(polymerization)이 일어나고 polymer를 형성하는 doughy phase가 된다<sup>6)</sup>. 슬관절 치환술에 있어서 시멘트 고정의 가장 적절한 시기는 doughy phase로 알려져 있는데, 이는 시멘트 종류에 따라서 다소 차이는 있지만, 이때에 시멘트를 가장 다루기 쉽고, 적당한 결합력을 가지고 있기 때문이다.

본 연구에서는 시멘트와 금속물 사이에 이물질이 존재하지 않도록 초음파 세정기를 이용하여 세척, 건조 후 시멘팅을 하였으며, 준비 연구상 여러 번 세척을 하여도 결합력에 거의 차이를 보이지 않음을 확인하였다. 시멘트가 균일한 표면적을 가지고 일정한 압력으로 금속 블럭에 결합력을 가할 수 있도록 plastic tube를 사용하였다.

실험 계획은 doughy phase가 시작되는 2분에서 완전히 굳어지는 10분까지 시간대 별로 나누어서 결합시키고자 하였다. 그러나 준비 연구에서 두 가지 시멘트의 시멘팅 시간을 동일하게 한 결과, CMW<sup>®</sup> 3의 경우에 2분에서는 너무 묽어서 시멘트 블럭이 만들어 질 수 없었고, 반면에 CMW<sup>®</sup> 1의 경우에 7분에서는 실험을 할 수 없을 정도로 시멘트가 굳어 결합이 되지 않았다. 결국 두 시멘

트를 같은 시간에 시멘팅하는 것이 바람직 하지만 시멘트의 성질상 동일 시간을 하기가 힘들어 CMW<sup>®</sup> 1은 각각 2분, 4분, 5분, 6분에 CMW<sup>®</sup> 3는 3분, 5분, 6분, 7분에 금속블럭에 고정하였다.

시멘팅 시 압력도 결합 강도에 영향을 미치며<sup>13)</sup>, 이론적으로 압력이 클수록 결합력이 큰 것으로 되어있다. 준비연구에서는 1 kg 무게를 사용했을 때는 결합력이 너무 약했으며, 5 kg을 사용했을 때는 실험물의 크기에 비해 너무 강하여서 3 kg의 무게를 주어 압력을 가하였다. 시멘팅 시 온도 및 습도는 23°C와 30%로 일정하게 유지시켰으며, 시간이 경과함에 따라 시멘트의 부피가 줄어들어 결합력에 영향을 미치고, 양생 기간(curing time) 및 환경에 따라서도 결합력이 달라질 수 있기 때문에 가급적 생체 내와 유사한 상태로 일정한 환경을 유지하기 위해 24시간 동안 36.5°C 생리식염수에 담가놓은 후 결합력을 측정하였다.

그 결과 CMW<sup>®</sup> 1의 경우 2분에서 결합 강도가 가장 강하였으며, CMW<sup>®</sup> 3에서는 3분에서 가장 강하였다. 그리고 각각 5분과 6분에서 강도가 급격히 낮아졌다. 따라서 본 실험과 동일한 환경이라는 조건하에, 이 시간이 지난 후 시멘트를 치환물에 결합시킬 경우에는 시멘트와 치환물 사이에 해리의 위험성이 높아질 수 있을 것으로 사료된다. 따라서 이번 연구에서 시멘팅의 적절한 작업시간이 CMW<sup>®</sup> 1의 경우는 5분, CMW<sup>®</sup> 3의 경우는 6분 이내이어야 된다고 생각한다.

이 연구의 임상적 의의는 시멘트와 치환물 사이의 결합력을 강화시키는 방법을 제시하는데 있다. 슬관절 인공관절 치환술에서 시멘팅을 시기에 따라 one stage로 하는 방법과 two stage로 하는 방법이 있는데, one stage는 시간이 적게 걸리고 경제적이지만 너무 서두르게 되어 고정이 잘못되거나 적절한 시기에 고정이 이루어지지 않을 경우가 발생할 수 있다. 만약 시멘팅 시간이 늦어지면 본 연구 결과에서 보듯이 시멘트와 대퇴골 치환물 사이의 결합력이 현저하게 저하되고, 이 상태에서 쭈그러 앉거나 고도 굴곡시 치환물과 뼈 사이의 전단력이 증가하면 시멘트와 치환물 사이의 해리를 유발할 것으로 생각된다. 따라서 CMW<sup>®</sup> 1의 경우 5분, CMW<sup>®</sup> 3의 경우 6분 이내에 시멘트 고정술기가 끝나지 않으면 시멘트를 2팩을 사용하여야 할 것이다.

본 연구의 제한점은 첫째 실제로 인공관절 수술 후 해

리와 직접적인 관계가 있는 반복적인 스트레스에 대한 검사를 하지 않았다는 것이고, 둘째는 슬관절의 운동역학은 매우 다양한데 단지 장력(tensional force) 한 가지에 대해서만 실험을 시행하였으며, 마지막으로 실험적인 한계로 인하여 뼈와 시멘트 사이의 결합강도를 측정하지 못했다는 것이다.

## 결 론

슬관절 인공관절 치환술시 시멘팅 시간에 따라서 결합강도의 크기는 CMW<sup>®</sup> 1의 경우 2분에서 가장 높은 결합강도를 나타내었으며, CMW<sup>®</sup> 3의 경우는 3분에서 가장 높았다. CMW<sup>®</sup> 1의 경우에 5분 후에, CMW<sup>®</sup> 3의 경우에는 6분 후에 결합강도가 급속히 낮아졌다. 따라서 본 실험과 동일한 환경이라는 조건 하에, 이 시간 이내에 시멘팅하여 고정하면 일정 이상의 결합강도를 가질 수 있으나, 이 시간이 경과된 후에 시멘팅을 하면 치환물과 시멘트 사이의 해리의 위험성이 높아질 수 있을 것으로 사료된다.

## 참고문헌

1. Charnley J: *The bonding of prostheses to bone by cement*. J Bone Joint Surg Br, 46: 518-529, 1964.
2. Fehring TK, Mason JB: *Cemented total knee replacement: the gold standard*. In: Scott WN ed. *Surgery of the knee*. 4th ed. Philadelphia, Churchill Livingstone: 1626-1630, 2006.
3. Fischer H, Wirtz DC, Weber M, Neuss M, Niethard FU, Marx R: *Improvement of the long-term adhesive strength between metal stem and polymethylmethacrylate bone cement by a silica/silane interlayer system*. J Biomed Mater Res, 57: 413-418, 2001.
4. Friedman RJ, Poss R: *Revision total knee arthroplasty in patients with osteoarthritis*. Rheum Dis Clin North Am, 14: 537-544, 1988.
5. Goldring SR, Jasty M, Roelke MS, Rourke CM, Bringham FR, Harris WH: *Formation of a synovial-like membrane at the bone-cement interface. Its role in bone resorption and implant loosening after total hip replacement*. Arthritis Rheum, 29: 836-842, 1986.
6. Haas SS, Brauer GM, Dickson G: *A characterization of polymethylmethacrylate bone cement*. J Bone Joint Surg Am, 57: 380-391, 1975.
7. Han HS, Kang SB, Yoon KS: *High incidence of loosening of the femoral component in legacy posterior stabilised-flex total knee replacement*. J Bone Joint Surg Br, 89: 1457-1461, 2007.
8. Harper EJ, Braden M, Bonfield W: *Mechanical properties of hydroxyapatite reinforced poly(ethylmethacrylate) bone cement after immersion in a physiological solution: influence of a silane coupling agent*. J Mater Sci Mater Med, 11: 491-497, 2000.
9. Iesaka K, Jaffe WL, Kummer FJ: *Effects of preheating of hip prostheses on the stem-cement interface*. J Bone Joint Surg Am, 85: 421-427, 2003.
10. Insall JN: *Revision of total knee replacement*. Instr Course Lect, 35: 290-296, 1986.
11. Jasty M, Maloney WJ, Bragdon CR, Haire T, Harris WH: *Histomorphological studies of the long-term skeletal responses to well fixed cemented femoral components*. J Bone Joint Surg Am, 72: 1220-1229, 1990.
12. Jasty M, Maloney WJ, Bragdon CR, O'Connor DO, Haire T, Harris WH: *The initiation of failure in cemented femoral components of hip arthroplasties*. J Bone Joint Surg Br, 73: 551-558, 1991.
13. Klein RW, Scott CP, Higham PA: *The strength of acrylic bone cement cured under thumb pressure*. Biomaterials, 25: 943-947, 2004.
14. Maloney WJ, Jasty M, Burke DW, et al: *Biomechanical and histologic investigation of cemented total hip arthroplasties. A study of autopsy-retrieved femurs after in vivo cycling*. Clin Orthop Relat Res, 249: 129-140, 1989.
15. Mikulak SA, Mahoney OM, dela Rosa MA, Schmalzried TP: *Loosening and osteolysis with the press-fit condylar posterior-cruciate-substituting total knee replacement*. J Bone Joint Surg Am, 83: 398-403, 2001.
16. Mumme T, Marx R, Müller-Rath R, Siebert CH, Wirtz DC: *Surface coating to improve the metal-cement bonding in cemented femur stems*. Arch Orthop Trauma Surg, 2007.
17. Robinson RP, Lovell TP, Green TM, Bailey GA: *Early femoral component loosening in DF-80 total hip arthroplasty*. J Arthroplasty, 4: 55-64, 1989.

18. **Stauffer RN:** *Ten-year follow-up study of total hip replacement.* J Bone Joint Surg Am, 64: 983-990, 1982.
19. **Vince KG:** *Revision knee arthroplasty technique.* Instr Course Lect, 42: 325-339, 1993.
20. **Willert HG, Ludwig J, Semlitsch M:** *Reaction of bone to methacrylate after hip arthroplasty: a long-term gross, light microscopic, and scanning electron microscopic study.* J Bone Joint Surg Am, 56: 1368-1382, 1974.
21. **Wixson RL, Lautenschlager EP, Novak MA:** *Vacuum mixing of acrylic bone cement.* J Arthroplasty, 2: 141-149, 1987.
22. **Yerby SA, Paal AF, Young PM, Beaupré GS, Ohashi KL, Goodman SB:** *The effect of a silane coupling agent on the bond strength of bone cement and cobalt-chrome alloy.* J Biomed Mater Res, 49: 127-133, 2000.

#### = 국문초록 =

**목 적:** 인공관절 치환술에서 치환물에 시멘팅을 하는 시간에 따른 치환물과 시멘트 사이의 결합강도의 변화를 알아보고자 하였다.

**대상 및 방법:** 인공 슬관절에 흔히 사용되는 CMW<sup>®</sup> 1과 CMW<sup>®</sup> 3 (Depuy Ltd., Blackpool, UK) 두 가지 종류의 시멘트를 사용하였다. CMW<sup>®</sup> 1을 시멘팅 후 각각 2, 4, 5, 6분 후에, CMW<sup>®</sup> 3은 각각 3, 5, 6, 7분 후에 치환물에서 잘라낸 금속블럭 위에서 압력을 가하여 접착시키고 36.5°C 생리식염수에 24시간 담근 후, Instron Model 8874를 이용하여 인장강도를 측정하였다. 인장응력은 10 mm/min의 비율로 시멘트가 금속블럭에서 분리될 때까지 가하였다. Kruskal-Wallis test와 Mann-Whitney U test를 이용하여 통계학적 차이에 대한 유의성을 판정하였다.

**결 과:** CMW<sup>®</sup> 1의 경우 2분 후, CMW<sup>®</sup> 3의 경우는 3분 후 최대 인장강도를 나타내었으며, 5분 후와 6분 후 인장강도는 각각 급격히 감소하였다.

**결 론:** 시멘팅 시간에 따른 결합강도의 변화를 고려하여 적절한 시멘팅 시간을 지킴으로써 해리 현상을 줄일 수 있을 것으로 사료된다.

**색인 단어:** 결합강도, 시멘트, 해리현상, 인공관절 치환술