시멘트-대퇴Stem 경계면 해리가 골-시멘트 경계면에 미치는응력 분석

-3차원 비선형 Finite Element Analysis-

김성곤

고려대학교 의과대학 정형외과학 교실

Stress analysis of the effect of debonding of cement-femoral stem interface to the bone-cement interface.

-A three-dimensional Finite Element Analysis-

S. K. Kim

Department of Orthopaedic Surgery, Guro Hospital,
Korea University College of Medicine, Seoul, Korea

ABSTRACT

Debonding of cement-femoral stem interface has been suggested as a initial focus of loosening mechanism in many previous studies of cemented total hip replacement. The purpose of this study was to investigate the effect of debonding of cement-femoral stem interface to the bone-cement interface by using three-dimensional non-liner finite element analysis. Three cases of partial debonded, full debonded, full bonded cement-bone interface were modelled with partial bonding of distal 70mm from the tip of femoral stem. Each situation was studied under loading stimulating one-leg stanced gait of 68kg patient. The results showed that under partial and full debonded cement-stem interface condition the peak von Mises stress(3.1 MPa) were observed at the cement of bone-cement interface just under the calcar of proximal medial of femur, and sudden high peak stresses(3.5MPa) were developed at the distal tip of femoral stem at the lateral bone-cement interface in all 3 cases of bonding. The stresses were transfered very little to the cement of upper lateral bone-cement interface in partial and full debonded cases. Thus, once partial or full debonded cement-femoral stem interface occured, 3 times higher stress concentration were developed on the cement of proximal medial bone-cement interface than full bonded interface, and these could cause loosening of cemented total hip replacement. Clinically, preservation of more rigid cement-femoral stem interface may be important factor to prevent loosening of femoral stem.

Ⅰ.서 론

최근에 시멘트 사용형 인공 고관절 대치술의 수명 연장을 위한 노력들이 많이 이루어지고 있으며

[11,17,19] 이러한 노력은 시멘트 삽입 기술의 발달 및 인공 관절 대퇴 스템과 시멘트 의 접합을 강화 시키는 Precoating 등의 공법에 촛점이 맞추어 지고 있다. 그러나 시멘트-대퇴 스템의 접합정도가 강할수록 해리의 가능성이 적어 진다는데에 대해서는 저자에 따라 상이한 결과를 보이고 있다[3,9]. Gardiner와 Hozack[4]는 시멘트-대퇴 스템의 접합 강도를 높여주는 plasma spray precoating형 대퇴 스템을 사용한 17명의 환자들이 수술후 평균 37개월 만에 시멘트-골 경계면의 해리가 발생 되어 재수술을 시행 하였다고 보고 하였다. 이에 대하여 Mann[9]등은 시멘트-대퇴 스템 경계면의 접합정도가 좋을수록 시멘트-골 경계면의 접합정도가 좋을수록 시멘트-골 경계면의 응력이 커져서 인공 고관절 대치술의 조기실패의 원인이 되는 것으로 주장 하였고, Crownishield와 Tolbert[2]는 시멘트-대퇴 스템 경계면의 접합정도가 강할수록 골-시멘트 경계면의 접합 정도가 강할수록 골-시멘트 경계면에 더 적은 크기의 응력이 작용하여 시멘트 파괴와 해리를 막을수 있다고 하였다. Finite Element Method(FEM)은 컴퓨터를 이용한 최첨단 공학구조 계산방식으로서 복잡한 형상의 구조물내의 응력(stress) 분석에 필수적인 도구로서 골 내의 힘의 전달(load transfer mechanism) 분석이나 골-대퇴 스템 구조물의 응력, 미세운동(micromotion) 분석 또는 인공 관절 삽입물의 디자인 개발 및 적절성 평가에 사용되고 있다[1,2,5]. 본 연구의 목적은 시멘트-대퇴 스템 경계면의 분리 정도가 골-시멘트 경계면의 시멘트에 미치는 응력의 영향을 3차원 비선형 Finite Element Analysis를 통하여 분석 하고자 하였으며 시멘트-대퇴 스템의 접합정도가 해리에 미치는 영향을 평가 하고자 하였다.

Ⅱ.연구대상 및 방법

대퇴골 및 대퇴 스템은 그 형상과 크기가 3차원 형상으로 모양이 복잡하여 일반적인 preprocessor에 의하여 FEM 모델을 자동 형성하기가 곤란하다. 이와 같은 복잡한 형상을 모델링 하기 위하여 본 연구에서는 모조 대퇴골의 형상을 이용 하였고 대퇴 스템은 Centralign(Zimmer Co)을 기본 형상으로 이용 하였다.

우선 대퇴골의 endosteal 단면의 형상이 잘 들어 나도록 대퇴골의 장축방향에 따라 원형 다이아몬드 휠 커터를 사용하여 16개의 단면으로 절단한후 골 피질과 해면골로 구성된 각 단면 형상치수를 측정한 후 AUTOCAD™에 입력하여 3차원 모델의 점(pint)과 선(line)을 생성 하였다(Fig. 1). 한편 인공 고관절 대퇴 스템은 외형의 주요 치수를 측정한 후 AUTOCARD™에 입력하여 3차원 모델을 생성 하였다(Fig. 2). 이와 같이 만들어진 각각의 3차원 형상 자료를 IGES format으로 바꾸어 범용 유한요소 preprocessor인 MSC/PATRAN release 1.4를 이용하여 3차원 FEM모델링을 수행 하였다(Fig. 3,4). 수술후 시멘트-골 경계면은 완전히 bonding된 상태로 가정 하였으며 시멘트-대퇴 스템의 경계면의 bonding정도가 골-시멘트 경계면의 시멘트에 미치는 역학적 영향을 알아보고자 시멘트-대퇴 스템 경계면을 full bonded, partial bonded 및 full debonded의 3가지 경우로 나누어 각각 모델링 하였다. partial debonded의 경우는 인공 관절의 원위 끝단(distal tip)에서부터 근위 방향으로 약 70mm 되는 부분 까지를 bonded하고 나머지는 unbonded로 하였다. 시멘트는 대퇴 스템을 따라 2mm의 균일한 두께로 채워졌고 대퇴 스템 원위단 이하부 1cm의 대퇴 골수강을 채운 것으로 가정 하였다(Fig. 5). 대퇴 스템과 시멘트 사이의 unbonded 접촉 부위 모델링을 위하여 같은 그 접촉부위의 같은 위치에서 두 개의 서로 다른 절점번호(node)을 부여하고 각각 인공 괸절 대퇴 스템과 시멘트에 속하도록 함으로서 서로 상대운동이 가능 하도록 하였다. 또한 fully bonded 부분은 하나의 절점을 두 경계면이 공유 하도록 하였다.

사용된 요소(element)는 접촉 문제를 해결하기 위해 선형요소(linear element)인 8절점 solid요소가 모두 사용되었고 fully debonded 모델은 총 2800개의 요소와 3770개의 절점으로 구성 되었고 partial bonded 모델과 full bonded 모델은 총 2800개의 요소 및 3365개의 절점으로 각각 모델링 되었다.

경계조건으로서 하중 조건은 68kg의 환자가 한쪽 다리로 서 있는 상태에서의 고관절에 미치는 하중을 적용 하였으며 각 3차원 방향에서의 하중의 크기는 Davy[3]등의 실험방식에 따른 3차원 하

중 계산을 적용 하였다(Fig. 5). 건조 상태에서의 시멘트-대퇴 스템 경계면의 마찰 계수가 u=0.3 임을 고려하여 인체내의 조건을 감안 하여 coulomb 마찰계수 u=0.2 를 사용하였다. 경계조건은 골 피질면 아래 부분 안쪽에서 모두절점을 구속 하였고 바깥쪽의 절점은 Z 방향의 변위만 구속 하였으나 대퇴골 및 시멘트의 물성치는 선형탄성(linear-elastic) 및 등방성(isotropic)으로 가정 하였으며 시멘트형 인공 관절은 CoCrMd 합금을 적용 하였다. 본 연구의 해석을 위한 수학적 계산은 비선형 및 접촉 경계조건의 알고리즘인 ABAQUS /Standard version 5.4 프로그램을 사용 하였다.

Ⅲ.결과

1. 골시멘트 경계면에서 시멘트에 미치는 응력의 크기를 대퇴 stem의 callor 바로 밑 시멘트에 작용하는 von Mises 응력을 대퇴부의 원주 방향에 따라 분석해 보면 시멘트-대퇴 스템 경계면이 fu ll bonded의 경우에는 90° 위치에서 가장 적은 응력(0.6MPa)을, 180° 위치인 대퇴골 외측에서 가장 큰 응력치(1.7MPa)을 보였다. 그러나 시멘트-대퇴 스템 경계면이 full unbonded 가 되면 즉 stem이 해리가 되면 대퇴골 내측, calcar 바로 직하부의 시멘트에 가장 높은 응력치(3.1MPa)을 보였다. 90° 위치에서 Partial또는 full debonded의 경우에는 full bonded(0.7MPa)에 비하여 약 2-2.5배의 응력이 시멘트에 발생되었다(Fig. 6).
2. 대퇴골 외측면(lateral interface)의 시멘트에 걸리는 응력은 일단 시멘트-대퇴 스템 경계면이 partial 또는 full unbonded인 경우에는 외측 시멘트에는 응력 전달이 거의 이루워지지 않았다 (Fig. 7).
3. 시멘트 경계면의 내측면(medial intaqoce)을 따라서 근위부에서 원위부로 이르는 시멘트에 미치는 응력의 크기는 full bonded의 경우는 근위부(0.9MPa)에서 원위부인 대퇴 스템 원위부(3Mpa)까지 증가하는 응력의 양상을 보였다. 그러나 골-시멘트 경계면 조건이 full unbonded나 partial bonded인 경우는 대퇴 스템 callar 바로 밑에서 25mm하방까지는 full bonded에 비하여 최고 3배 이상의 더 큰 시멘트 응력이 작용하였고, 원위부로 내려갈수록 qull bonded보다 약간 작은 크기를 보여주었다(Fig. 8).
4. 대퇴부 외측의 골시멘트 경계면의 시멘트에 미치는 응력은 내측 경계면과는 달리 unbonded, full bonded, Partial bonded의 3가지 조건의 경우에서 모두 유사한 응력의 크기를 보였다. 그러나 전체적인 경향은 근위부에서 원위부로 내려가면서 응력이 증가되며 특히 대퇴 스템 원위단에서 급격한 응력의 집중(3.5MPa)현상을 보였으며 이때의 응력수치는 내측보다 더 큰 값이었다(Fig. 7,9).

Ⅳ.고찰

시멘트 사용형 인공 고관절 대치술의 해리의 시작은 시멘트-대퇴 스템 경계면의 고정력의 손실로 인하여 시작되는 것으로 연구보고 되고 있다[1,5]. Jasty[7]등은 재수술 및 부검시 추출된 시멘트 사용형 대퇴 스템의 시멘트 mantle에 대한 fractography 연구에서 시멘트에 다양한 크기의 시멘트 파편이 발견되었고, 임상적으로 방사선상 아무런 해리의 소견을 보이지 않았던 환자의 부검에서도 시멘트-대퇴 스템 경계면이 분리되어 있었다고 하였으며 그러나 이때 골-시멘트 경계면은 분리 되지 않았다고 보고 하였다. Rabb[10]등은 시멘트 경계면의 접착강도는 수용액에 계속 노출되면 그 접착력이 약화된다고 하였으며 비록 수술직후에는 대퇴스템과 시멘트의 결합이 잘 접착이 되었다고 하더라도 생체조건에서 이 접착의 보존은 확실치 않다고 하였다. FEM을 이용한 시멘트-대퇴 스템 경계면에 대한 연구는 Huiskes가 2차원 FEM 단순 모델을 이용한 연구에서 시멘트-대퇴 스템 경계면의 분리는 시멘트 내의 으력분포에 상당한 영향을 미칠수 있다고 보고한 후 여러 저자들에 의하여 연구되고 있다[6].
본 저자들은 3차원 모델을 이용한 경계면의 조건을 인체 조건과 더욱 유사 하도록 비선형

(non-linear) 경계조건을 이용하여 응력 분석을 하였다. 시멘트-대퇴 스템 경계면의 접합 정도가 골-시멘트 경계면에 미치는 영향에 대하여 Mann등은 3차원 FEM 모델을 이용한 분석에서 plasma sprayed stem의 경우 복합적인 결과를 나타 내었다고 보고 하였다. 즉 시멘트에 미치는 전단응력(shear stress)이나 최대주응력(maximal principal stress)은 상당히 감소 되었으나 골-시멘트 경계면에 미치는 수직응력(normal stress)는 5MPa 정도로 증가 되었다고 하였고, 만약 골-시멘트 경계면의 긴장강도(tensile strength)가 5MPa이라고 가정하였을 때 plasma sprayed stem의 경우 경계면을 가로지르는 normal stress는 골-시멘트의 손상을 유발시킬수 있으며 이것은 골-시멘트 경계면의 조기 해리와 연관될 수 있다고 하겠다. Lu[8]등은 FEM을 이용한 분석에서 시멘트-경계면의 접합강도(strength)가 감소됨에 따라 처음에는 대퇴부 근위 외측부에서부터 분리가 시작되며 점차 내측 및 외측 경계면을 따라 여러부위로 분리가 퍼져 나가게 된다고 하였다. 그는 이 모델 분석에서 시멘트 응력은 경계면의 접합강도에 의하여 강력하게 영향을 받는다고 하였으며 partial debonding경계조건시 시멘트에 가장 낮은 응력이 발생된다고 보고 하였다. 즉 시멘트-대퇴 스템 경계면의 접착이 완전하지 못한 상태일 때 시멘트에는 가장 적은 응력이 작용한다고 주장 하였다. Mann등이나 Lu 등의 결과는 Gardiner등이 보고한 plasma sprayed precoat stem 사용후에 발생된 골-시멘트 해리에 따른 재수술의 원인을 설명하는데 적합 하다고 할수 있다. 그러나 Crowninshield와 Tolbert는 strain gauze 측정 실험에서 시멘트-대퇴 스템 경계면의 결합이 완전할 때 근위부 시멘트 응력이 감소하였다고 주장 하였다. Huiskes도 근위부 내측 응력이 400%까지 증가한다고 보고 하였고 Hampton[5]등은 근위부 내측 시멘트의 수직응력이 100%까지 증가 하였다고 보고 하였다. 본 저자들의 경우 시멘트-대퇴 스템이 일단 분리되면 완전 bonding에 비하여 근위부 내측 골-시멘트 경계면의 시멘트의 응력이 약 300% 증가하였다. 저자의 경우 경계조건 및 형상의 차이등 기존의 연구 조건과 많은 차이가 있으나 본 연구는 대퇴 스템 경계면을 3차원 비선형(non-linear) 조건을 가하여 실제 인체내의 조건과 더욱 근접한 모델링의 결과로서 더욱 사실에 접근 하는 값으로 인식하고 있다. 따라서 본 저자들의 연구결과는 시멘트-대퇴 스템의 접착이 강할수록 골-시멘트 경계면에 파괴적 영향을 주지 않으며 오히려 시멘트-대퇴 스템 경계면이 완전한 접착이 일어날 때 가장 낮은 시멘트 응력이 작용함을 보여주었다.

V.요약 및 결론

시멘트-대퇴 스템 경계면의 debonding정도에 따른 골-시멘트 경계면의 시멘트에 미치는 영향은 일단 시멘트-대퇴 스템 경계면의 분리가 발생되면 대퇴 근위부 내측 시멘트는 full bonded에 비하여 3배이상의 응력이 집중되어 골-시멘트 경계면의 해리를 유발 시킬수 있는 것으로 사료된다. 그러나 원위부 내측면의 골-시멘트 경계면에 미치는 응력은 오히려 full bonded의 경우가 그러지 않은 경우보다 비록 큰 차이는 없더라도 더 큰 응력이 작용하였고 외측 골-시멘트 경계면에서는 응력이 3가지 조건에 영향을 받지않은 복합적인 양상을 보였다. 결론적으로 시멘트-대퇴 스템 경계면의 분리는 골-시멘트 경계면에 파괴적 영향을 미치며 따라서 precoating등 시멘트-대퇴 스템 경계면의 보다 견고한 접착들을 위한 방법들이나 조건들은 시멘트 사용형 인공 고관절 대치술후의 해리 발생을 감소시키는데 중요한 요소가 될 것으로 사료된다.

REFERENCES

1) 김성곤, 최형연, 채수원 : FEM 3차원 모델을 이용한 인공관절 대퇴 stem 경계면의 미세분석. *대한의용생체공학회지*, 17:61-69, 1996.

2) Crowninshild RD and Tolbert JR : Cement strain measurement surrounding loosen and well-fixed femoral component stem. *J. Biomed Mater Res*, 17:819-828, 1983.

3) Davy DT, Kotzar GM, Brown RH, Keiple KG, Goldberg VM, Keiple KG, Berilla J and Bursterin AH : Telemetric force measurements across the hip after total arthroplasty. *J Bone Joint Surg*, 70A:45-50, 1988.

4) Gardiner RC and Hozack WJ : Failure of the cement-bone interface. A consequence of strengthening the cement-prosthesis interface? *J Bone Joint Surg*, 76B:49-52, 1994.

5) Hampton SJ, Andriacchi TP and Galante JO ; Three-dimensional stress analysis of the femoral stem of a total hip prosthesis. *J Biomechanics*, 13:443-448, 1980.

6) Huiskes R : Some fundamental aspects of human joint replacement. *Acta Orthop Scand*, 185, 1980.

7) Jasty M, Malloney WJ, Bragdon CR, O'Connor DO, Hairs I and Harris WH : The initiation of failure in cemented femoral components of hip arthroplasties. *J Bone Joint Surg*, 73:551, 1991.

8) Lu Z, Ebramzadek E, McKellog H, Zahiric C and Samiento A : The influence of the influence ot the stem-cement bonding strength on the cement stresses in total hip arthroplasty. *Proc Orthopaedic Research Society, 38th annual meeting, Washington*, 377, 1992.

9) Mann KA, Bartel DL and Wright TM : The effect of using a plasma-sprayed stem-cement interface on stresses in a cemented femoral hip component. *Proc Orthopaedic Research Society 38th annual meeting washinton*, 1992:317.

10) Raab S, Ahmed AM and Provan JW : The quasistatic and fatigue performance of the implant/cement interface. *J biomed*, 15:159-182, 1981.

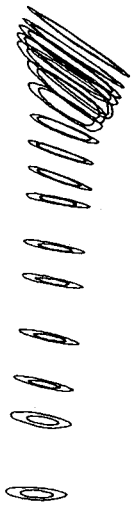

Fig. 1. Sectional view of femur

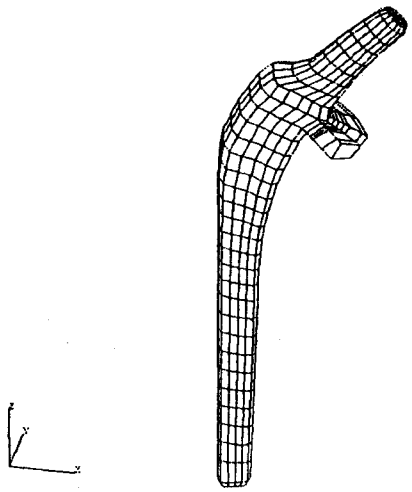

Fig. 2. Sectional view of femoral stem

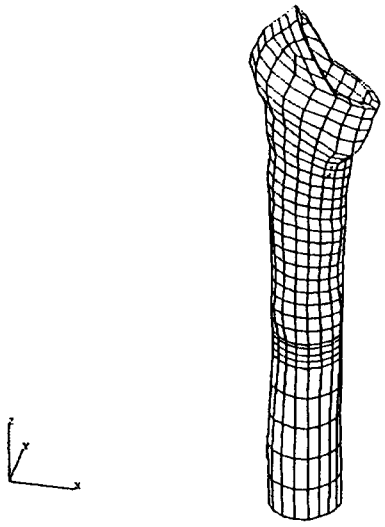

Fig. 3. Finite element model of cortical bone

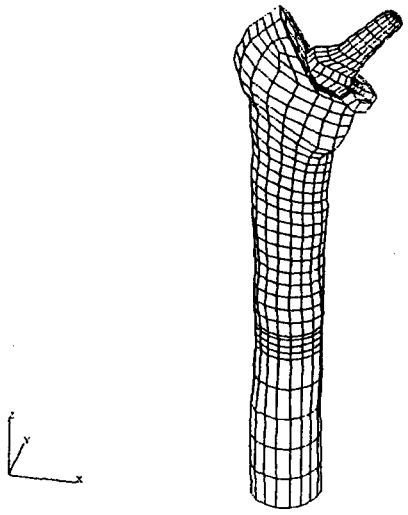

Fig. 4. Three-dimensional finite element model of cemented total hip replacement

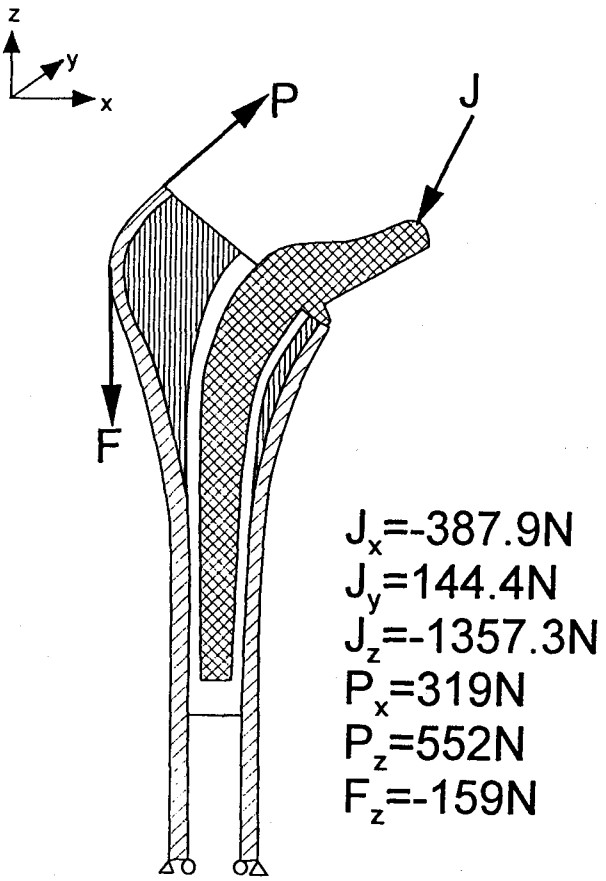

Fig. 5. Loading and boundary condition with 2mm even thickness of cement surrounding the entire stem and 1cm thickness of cement distal to the tip of stem in the medullary canal.

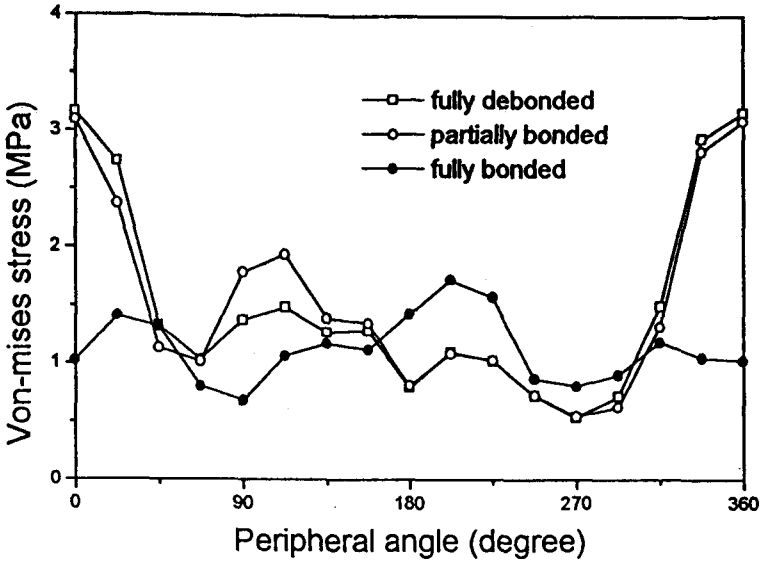

Fig. 6. Von-Mises stress of cement in bone-cement interface along the peripheral angle at 2.5cm below the femoral stem callor.

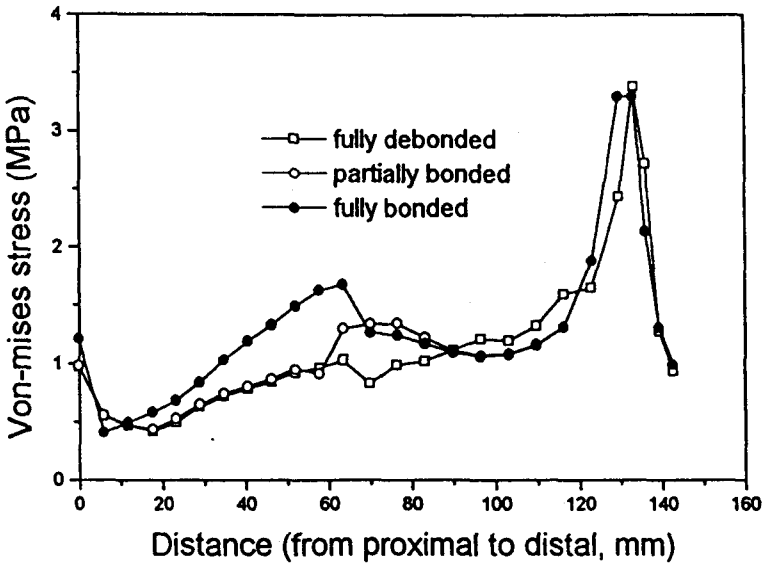

Fig. 7. Von-Mises stress of cement along the lateral side of bone-cement interface.

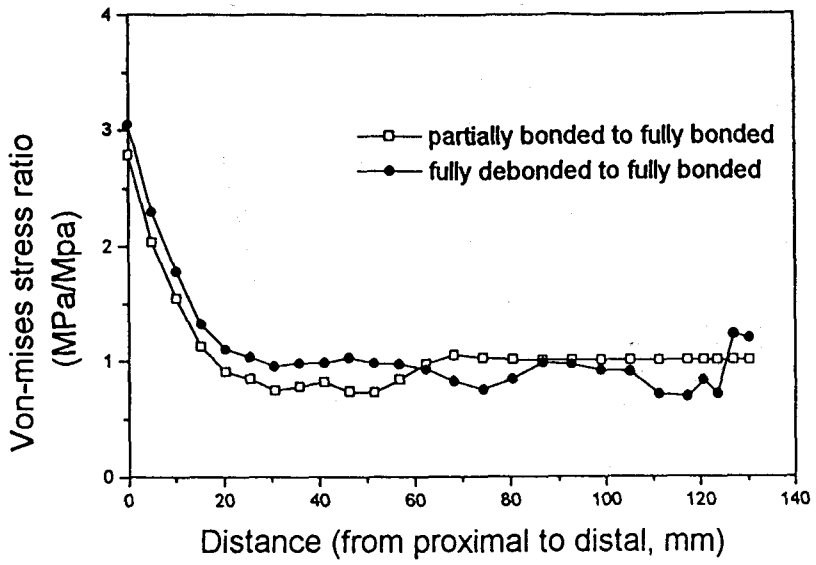

Fig. 8. Von-Mises stress of cement in the medial side of bone-cement interface.

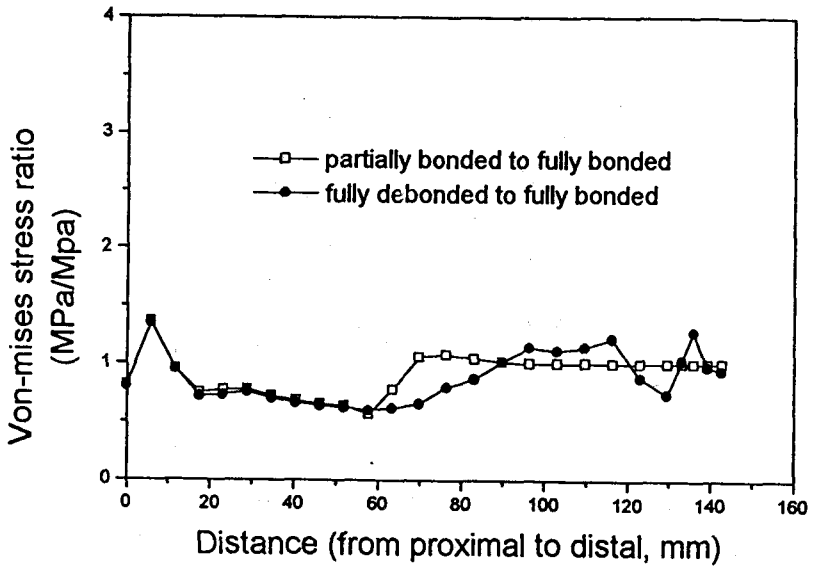

Fig. 9. Von-Mises stress of cement in the lateral side of bone-cement interface.