

석사학위논문

인공치아 시스템 구성 성분의 물성
변화에 따른 응력 분포에 대한 연구

2012년



한성대학교 대학원

기계시스템공학과

기계시스템전공

심 보 균

석사학위논문
지도교수 최재봉

인공치아 시스템 구성 성분의 물성 변화에 따른 응력 분포에 대한 연구

A study for the effect of material properties on the stress
distribution in dental implant system

2011년 12월 일

한성대학교 대학원

기계시스템공학과

기계시스템전공

심 보 균

석사학위논문
지도교수 최재봉

인공치아 시스템 구성 성분의 물성 변화에 따른 응력 분포에 대한 연구

A Study for the effect of material properties on the stress
distribution in dental system

위 논문을 공학 석사학위 논문으로 제출함

2011년 12월 일

한성대학교 대학원

기계시스템공학과

기계시스템전공

심 보 군

심보균의 공학 석사학위논문을 인준함

2011년 12월 일

심사위원장 _____ 인

심 사 위 원 _____ 인

심 사 위 원 _____ 인

국 문 초 록

인공치아 시스템 구성 성분의 물성 변화에 따른 응력 분포에 대한 연구

한성대학교 대학원

기계시스템공학과

기계시스템전공

심 보 균

치아 이식물(임플란트, Implant)의 경우 저작시의 하중이 주위 치밀골이나 망상골에 전달되는 응력 분포는 이식물의 생체역학적 수명에 큰 영향을 미친다. 현재 임상에 적용되고 있는 임플란트는 골보다 강성이 커서 임플란트를 통해 골로 직접 전달되는 하중이 특정 접촉 부위에 응력집중 현상이나 응력방패 현상을 일으키며, 이로 인해 골용해가 발생하고 궁극적으로 임플란트의 고정을 느슨하게 하여 수명을 단축시키게 된다. 이 경우 주변 골과 유사한 강성을 가지는 임플란트를 사용하는 것이 이상적이나, 이는 정상 치아와 다른 구조적인 문제로 인해 임플란트의 조기 파손을 야기시키게 된다.

따라서, 저작력이 주변 골로 그대로 전달되지 않게 하기 위해 이식물의 상부 구조물에서 하중을 어느 정도 흡수 및 분산할 수 있는 물성을 가진 Veneering 재료를 사용함으로써 임플란트 주변 골의 응력집중 현상을 줄이고 고르게 분산된 응력 분포를 기대할 수 있다. 이러한 개념에 기초하여 본 연구에서는 인공 치아 시스템에서 4 가지 다른 재료의 Veneering 물질과 3 가지 다른 재료의 지주대(Abument)에 대한 상부 구조물 사이의 물성의 최적 조합을 3차원 유한요소 해석법(FEM, Finite element method)으로 선형 탄성해석

을 통해 찾아보고자 한다. 이 경우 Veneering 재료로 인해 발생하는 주변 골의 응력분포뿐만 아니라 Implant, Abutment, Veneering 물질 내에 발생하는 Von-Mises stress도 고려하여 최적 조합을 구하고자 한다. 또한, 이러한 최적 조합에서 Veneering과 Abutment 사이에 완충재가 있을 경우 주위 응력분포에 미치는 영향과 적절한 물성에 대해 분석해 보고자 한다.

본 연구에서 적용할 Veneering 재료로는 각각 상이한 물성을 가지고 있는 Gold alloy, Porcelain, Composite resin, Acrylic resin을 사용하며, 지주대로는 Titanium, Gold alloy 및 Zirconia를 사용하였다. 500N의 수직하중, 140N의 수평하중, 수직축으로부터 30° Lingual 방향으로 기울어진 1000N의 경사하중 세 가지 형태의 하중에 대해 치밀골의 두께에 따른 응력분포를 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

Veneering 재료의 강성에 관계없이 특정 지주대는 골에 유사한 응력상태를 유도하였으며, 수직하중의 경우 Veneering 재료의 강성에 관계없이 Titanium 지주대가 치밀골 및 망상골에 가장 작은 응력을 발생시켰다. 강성이 낮은 Acrylic Resin을 사용할 경우 지주대에 높은 응력을 유발하여 지주대의 파손이나 낮은 강성인 Veneering 자체의 파손이 발생할 수 있다. Veneering 재료의 강도와 골에 발생하는 응력 분포 및 크기의 비교분석을 통해 Composite Resin Veneering과 Titanium 지주대의 조합이 가장 적합한 것으로 판단된다. 완충재를 사용할 경우 강성이 너무 낮은 경우 지주대에 높은 응력을 야기시키며, Veneering과 Abutment 사이의 강성을 가지는 것이 적절한 것으로 판단된다.

【주요어】 Implant, Abutment, Veneering, , Composite Resin, Titanium, 응력 분포, 망상골, 하중흡수, 응력집중, FEM

목 차

제 1 장 서 론	1
제 2 장 연구방법	4
제 1 절 골 모델의 형상 및 물성	4
제 2 절 인공치아 시스템	4
제 3 절 경계조건 및 하중조건	5
제 4 절 인공치아 시스템의 경계면 조건	5
제 5 절 유한요소 해석 모델	6
제 3 장 연구결과	9
제 1 절 수직하중에서의 응답특성	9
제 2 절 수평하중에서의 응답특성	19
제 3 절 경사하중에서의 응답특성	29
제 4 절 완충재가 있는 경우의 응답특성	39
제 4 장 고찰	53
제 5 장 결 론	57
【참고문헌】	58
ABSTRACT	63

【 표 목 차 】

[표 2-1] 유한요소해석에 사용된 골과 인공치아 시스템의 물성	8
[표 3-1] 1.5mm 두께의 치밀골에 가해지는 수직하중에 대하여 Veneering과 지주대의 조합에 따른 골과 인공치아 시스템에 발생하는 응력	12
[표 3-2] 2mm 두께의 치밀골에 가해지는 수직하중에 대하여 Veneering과 지주대의 조합에 따른 골과 인공치아 시스템에 발생하는 응력	13
[표 3-3] 1.5mm 두께의 치밀골에 가해지는 수평하중에 대하여 Veneering과 지주대의 조합에 따른 골과 인공치아 시스템에 발생하는 응력설	22
[표 3-4] 2mm 두께의 치밀골에 가해지는 수평하중에 대하여 Veneering과 지주대의 조합에 따른 골과 인공치아 시스템에 발생하는 응력	23
[표 3-5] 1.5mm 두께의 치밀골에 가해지는 경사하중에 대하여 Veneering과 지주대의 조합에 따른 골과 인공치아 시스템에 발생하는 응력	32
[표 3-6] 2mm 두께의 치밀골에 가해지는 경사하중에 대하여 Veneering과 지주대의 조합에 따른 골과 인공치아 시스템에 발생하는 응력	33
[표 3-7] 1.5mm 두께의 치밀골에 가해지는 수직하중에 대하여 Titanium abutment 와 Composite resin Veneering의 조합에 완충재가 있는 경우의 골과 인공치아 시스템에 발생하는 Von-mises stress	41
[표 3-8] 1.5mm 두께의 치밀골에 가해지는 수평하중에 대하여 Titanium abutment 와 Composite resin Veneering의 조합에 완충재가 있는 경우의 골과 인공치아 시스템에 발생하는 Von-mises stress	42
[표 3-8] 1.5mm 두께의 치밀골에 가해지는 경사하중에 대하여 Titanium abutment 와 Composite resin Veneering의 조합에 완충재가 있는 경우의 골과 인공치아 시스템에 발생하는 Von-mises stress	43

【 그림 목 차 】

<그림 2-1> 유한요소해석에 사용된 치밀골 및 망상골의 형상	7
<그림 2-2> 유한요소해석에 사용된 인공치아 및 상부구조물: (a) 3차원 모델, (b) 단면 형상	7
<그림 2-3> 유한요소해석에 사용된 인공치아 시스템 및 골의 모델	8
<그림 3-1> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Gold Alloy Veneering을 사용했을 때 수직하중 하에서 각 지주대에 따른 치밀골에 나타나는 Von-Mises 응력분포	14
<그림 3-2> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Gold Alloy Veneering을 사용했을 때 수직하중 하에서 각 지주대에 따른 망상골에 나타나는 Von-Mises 응력분포	15
<그림 3-3> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Titanium 지주대를 사용했을 때 수 직하중 하에서 각 Veneering에 따른 상부 구조물에 나타나는 Von-Mises 응력분포	16
<그림 3-4> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Gold alloy 지주대를 사용했을 때 수 직하중 하에서 각 Veneering에 따른 상부 구조물에 나타나는 Von-Mises 응력분포	17
<그림 3-5> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Zirconia 지주대를 사용했을 때 수직 하중 하에서 각 Veneering에 따른 상부 구조물에 나타나는 Von-Mises 응력분포	18
<그림 3-6> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Gold Alloy Veneering을 사용했을 때 수평하중 하에서 각 지주대에 따른 치밀골에 나타나는 Von-Mises 응력분포	24
<그림 3-7> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Gold Alloy Veneering을 사용했을 때 수평하중 하에서 각 지주대에 따른 망상골에 나타나는 Von-Mises 응력분포	25
<그림 3-8> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Titanium 지주대를 사용했을 때 수 평하중 하에서 각 Veneering에 따른 상부 구조물에 나타나는	

Von-Mises 응력분포	26
<그림 3-9> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Gold alloy 지주대를 사용했을 때 수 평하중 하에서 각 Veneering에 따른 상부 구조물에 나타나는 Von-Mises 응력분포	27
<그림 3-10> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Zirconia 지주대를 사용했을 때 수 평하중 하에서 각 Veneering에 따른 상부 구조물에 나타나는 Von-Mises 응력분포	28
<그림 3-11> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Gold Alloy Veneering을 사용했을 때 경사하중 하에서 각 지주대에 따른 치밀골에 나타나는 Von-Mises 응력분포	34
<그림 3-12> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Gold Alloy Veneering을 사용했을 때 경사하중 하에서 각 지주대에 따른 망상골에 나타나는 Von-Mises 응력분포	35
<그림 3-13> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Titanium 지주대를 사용했을 때 경 사하중 하에서 각 Veneering에 따른 상부 구조물에 나타나는 Von-Mises 응력분포	36
<그림 3-14> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Gold alloy 지주대를 사용했을 때 경사하중 하에서 각 Veneering에 따른 상부 구조물에 나타나는 Von-Mises 응력분포	37
<그림 3-15> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Zirconia 지주대를 사용했을 때 경 사하중 하에서 각 Veneering에 따른 상부 구조물에 나타나는 Von-Mises 응력분포	38
<그림 3-16> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 수직하중 하에 완충재가 있는 경우 와 없는 경우에 상부구조물에 발생하는 Von-Mises 응력분포 ·	44
<그림 3-17> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 수직하중 하에 완충재가 있는 경우 와 없는 경우에 망상골에 발생하는 Von-Mises 응력분포	45
<그림 3-18> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 수직하중 하에 완충재가 있는 경우 와 없는 경우에 치밀골에 발생하는 Von-Mises 응력분포	46
<그림 3-19> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 수평하중 하에 완충재가 있는 경우	

	와 없는 경우에 상부구조물에 발생하는 Von-Mises 응력분포	47
<그림 3-20>	1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 수평하중 하에 완충재가 있는 경우 와 없는 경우에 망상골에 발생하는 Von-Mises 응력분포	48
<그림 3-21>	1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 수평하중 하에 완충재가 있는 경우 와 없는 경우에 치밀골에 발생하는 Von-Mises 응력분포	49
<그림 3-22>	1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 경사하중 하에 완충재가 있는 경우 와 없는 경우에 상부구조물에 발생하는 Von-Mises 응력분포	50
<그림 3-23>	1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 경사하중 하에 완충재가 있는 경우 와 없는 경우에 망상골에 발생하는 Von-Mises 응력분포	51
<그림 3-24>	1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 경사하중 하에 완충재가 있는 경우 와 없는 경우에 치밀골에 발생하는 Von-Mises 응력분포	52



제 1 장 서 론

치아 결손 시 저작력을 회복하기 위한 시술 방법의 하나인 인공치아는 높은 저작력 회복으로 인해 40년 이상 성공적으로 시술되어 왔다. 특히, 골 내성장을 유도하여 안정성이 개선된 인공치아의 경우 높은 장기 성공률로 인해 지난 20년간 임상가와 연구자들의 주된 연구 대상이 되어 왔다[1].

저작력이 가해지면 인공치아 시스템에 축하중이나 굽힘하중의 형태로 작용하고 이러한 형태의 하중이 주변 골로 전달이 되며, 이에 따라 인공치아 시스템이나 주변 골에 특정 응력분포가 발생한다. 특히, 인공치아 시스템을 통해 주변 골에 전달되는 응력 형태가 인공치아의 장기 생존율을 결정하는 것으로 알려져 있다[2]. 아직 정확한 기전은 밝혀지지 않았지만 이러한 응력에 대해 주변 골은 골 재형성 현상으로 반응한다. 골에 발생하는 과도한 응력 상태는 골용해를 유발시키고, 낮은 응력 상태는 골 위축을 일으킨다. 따라서, 주변 골에서 적절한 형태의 응력이 유도되도록 인공치아의 형상이나 물성이 결정하는 것이 중요하다[3].

자연치아의 경우 치아와 골 사이에는 물성이 상대적으로 약한 치근인대의 점탄성으로 인해 저작력이 골로 직접 전달되지 않는 일종의 완충역할이 이루어지고 있다[4]. 골내성장이 유도되는 인공치아의 경우 인공치아가 주변 골에 직접 접촉이 되므로 인공치아의 나사산 부분이나 하단부에 응력집중 현상에 따른 골 용해가 발생하고, 궁극적으로는 인공치아의 조기 실패를 유도하게 된다. 따라서, 인공치아 시스템에 있어서 하중의 전달 및 발생하는 응력의 분포 등 생체역학적인 인자들이 인공치아의 장기 생존률에 결정적인 역할을 한다. 많은 연구자들이 인공치아 시스템의 형상, 사용되는 재료의 물성 및 골 물성에 따른 생체역학적 분석을 시도한 바 있다. 주변 골에 발생하는 응력상태는 작용하는 하중의 형태, 골과 인공치아의 경계면 상태, 인공치아의 길이 및 직경, 주변 골의 골질과 골량 등에 의해 결정이 된다고 알려져 있다[5, 6, 7, 8].

상기한 여러 가지 요인들 중 인공치아 구조물 및 골에 발생하는 응력의 세기는 Veneering에 사용되는 재료의 물성이 주된 요인의 하나로 작용하는 것으로 보고되었다[9]. 세라믹 재료는 물성이나 심미적인 효과, 사용의 편의성으로 인하여 Veneering 재료로서 적합한 것으로 인식되어 있다[10]. Porcelain의 경우 상대적으로 높은 강성과 응력흡수능의 부족으로 인해 저작력이 지주대나 인공치아 그리고 주변 골에 그대로 전달되는 경향이 있다[11]. Skalak의 연구에 의하면 금속이나 Porcelain과 같이 높은 강성의 Veneering은 인공치아나 주변 골에 높은 충격하중을 야기시키며, 레진을 사용하는 것이 충격을 흡수하고 인공치아나 주변 골에 전달되는 응력을 줄이는 효과가 있다[12]. Gracis 등은 5가지의 다른 Veneering 재료를 사용하여 충격흡수능력을 분석하였으며, 그 결과 높은 강성을 가진 Veneering이 짧은 시간에 높은 충격하중을 전달하는 것으로 보고하였다[13]. 즉, 강성이 높을수록 응력흡수능이 저하하여 완충 역할을 기대할 수가 없다. 따라서, 어느 정도의 물성을 가진 Veneering 재료를 사용하는 것이 인공치아 시스템의 파손을 방지하고, 주변 골에 고른 응력 분포를 발생시키도록 하는지 결정하는 것이 인공치아의 장기적인 성공을 위해 중요한 문제로 대두된다. 몇몇 연구자들이 Veneering과 지주대 재료의 적절한 조합을 구하기 위해 유한요소해석법(FEM)을 적용하여 분석을 시도하였으나 일부는 2차원 분석이며, 다양한 하중 조건의 결여 및 단순한 모델로 인해 결론이 아직 유보된 상태로 남아 있다[14, 15].

본 연구에서처럼 골에 삽입된 이식물 및 주변 골에 발생하는 응력의 크기 및 분포에 대한 해를 구하고자 할 경우 복잡한 계의 형상에 대한 수학적인 표현이 불가능하므로 해석적인 방법으로는 해를 구할 수가 없다. 이 경우 수치해석의 한 방법인 FEM을 적용하여 응력의 분포 및 세기와 같은 물리량에 대한 근사해를 구할 수가 있다. 이는 전체 계를 유한한 개수의 영역 (요소)으로 나누고, 각 요소 내에서 해를 구하기 위해 적용되는 수치 물리적 해석법을, 절점을 통해 연결된 전체 요소에 대해 확장하여 전체 계에 대한 필요한 해를 구하게 해준다. 요구되는 물리량 즉 해는 각 절점에서 구해지고, 요소 내부의 물리량은 형상함수라 불리는 일종의 보간함수를 통해 결정된다.

이 해석법에 대한 이론적 개념은 100 여년 전부터 개발되었으나, 요소 수

가 많아질수록 행렬을 이용한 많은 계산이 요구되므로 컴퓨터 계산능력의 발전과 함께 급속한 발전이 이루어져 1950년대 중반 비행기 동체의 구조해석에 처음으로 FEM이 적용되었다. 인공치아 구조물에 대해서는 Weinstein 등이 1976년 이 방법을 처음으로 적용하였고[16], 이후 이 분야에 광범위하게 적용되고 있다. Atmaram과 Mohammed는 인공치아의 물성, 형태, 길이 변화에 따른 응력분포를 해석하였고[17, 18], Borchers와 Reichart는 인공치아와 골의 경계면의 조건에 따른 응답특성을 분석한 바 있다[19]. Cook 등은 다공성 인공치아의 응답특성 분석을 위해 FEM을 적용하였고[20], Meroueh 등은 인공치아의 골 내성장의 효과 분석에 이 해석법을 이용하였다[21]. 상기한 해석을 통해 다양한 인공치아에 대한 분석이 있으나, 해석의 정확도는 실제 모델과 얼마나 유사한 재료의 물성과 경계조건[22], 인공치아 구조물 사이의 경계조건을 부여하는지에 달려 있다[23]. 그러나, 정확한 조건의 부여가 어려우므로 단순화 과정이나 가정을 통해 해를 얻으며, 이러한 해는 실제 해와는 차이가 존재할 수밖에 없다.

따라서, 본 연구에서는 인공치아의 상부 구조물에 물성이 다른 재료를 사용할 경우 인공치아 구조물이나 주변 골에 발생하는 응력의 크기 및 분포를 비교하여 최적의 물성 조합을 실제 모델과 유사한 3차원 유한요소해석을 통하여 구해 보고자 한다. 또한, 본 연구에서 처음으로 지주대와 Veneering 재료의 조합이 치밀골의 두께 및 하중의 방향에 따라 어떠한 영향을 받는지 분석해 보고자 한다. 그리고 지주대와 Veneering 재료의 가장 적절한 조합에 따라 두 재료사이에 적당한 강성의 완충재를 삽입하였을 경우 주변골과 상부구조물에 어떠한 영향을 받는지 분석해 보고자 한다. 이는 추후 인공치아 시스템의 장기 성공율을 높이기 위한 구조 설계나 분석에 중요한 정보를 제공할 수 있을 것이다.

제 2 장 연구방법

제 1 절 골 모델의 형상 및 물성

해석에 사용된 골은 첫 번째 대구치 영역의 해부학적 형상을 모사하기 위해 26mm의 높이, 20mm의 Buccolingual 두께와 30mm의 폭으로 구성하였다<그림 2-1>. 정확한 골 모델을 얻기 위해 CT 영상이나 MRI 영상으로부터 3차원 모델을 구하여 해석에 적용하고 있으나[24, 25], 이는 어느 특정 개인에 적합한 모델의 평가를 위해서는 바람직하지만 일반적으로 적용하기에는 개개인의 차이가 있으므로 본 연구에서는 평균적인 골 모델을 사용하였다. 또한, 치밀골의 두께에 대한 영향을 평가하기 위해 치밀골의 두께를 1.5mm, 2mm로 각각 모델링하였다. 망상골은 높은 다공성을 가진 물질이나 다공성을 이루는 뼈대 각각을 모델링하기에는 불가능하므로 치밀골과 함께 균질하고 등방향성인 물질로 가정하였다. 이 경우 해석에 필요한 물성으로 치밀골과 망상골의 탄성계수는 각각 13.7GPa, 1.37GPa, 프와송 비는 모두 0.3으로 하였다[26].

제 2 절 인공치아 시스템

인공치아는 직경 4mm, 길이 13mm로 (GS III Model, Osstem Implant) 하였고, [27]. 지주대는 Rigid Type을 기준으로 하여 전체길이 15 mm, 최대직경 5.2mm로 하였다. Veneering은 7mm 높이로 하부에서 상부로 갈수록 두께가 1mm에서 2mm로 일정하게 변하도록 하였다<그림 2-2>. Titanium 인공치아의 탄성계수와 프와송 비는 각각 110GPa과 0.33을 사용하였다. 지주대와 Veneering 사이의 최적 조합을 분석하기 위해 지주대는 Gold Alloy, Titanium, Zirconia의 세 가지 재료를, Veneering은 Gold Alloy, Porcelain, Composite resin, Acrylic Resin의 네 가지 재료를 사용하였다. 이들 물질에 적용한 물성으로 Gold Alloy의 탄성계수는 100GPa, 프와송 비는 0.3, Zirconia의 탄성계수는 269GPa, 프와송 비는 0.25, Porcelain의 탄성계수는

70GPa, 프와송 비는 0.19, Composite resin의 탄성계수는 14.1GPa, 프와송 비는 0.24, Acrylic Resin의 탄성계수는 2.26GPa, 프와송 비는 0.35를 사용하였다[28, 29, 30, 31]. 또한 최적의 조합을 찾은뒤 Abutment와 Veneering 재료 사이에 적절한 강성의 완충재 재료를 삽입하기 위해 두께 0.5mm의 완충재 모델을 모델링한 후 각각 50Gpa, 30Gpa, 10Gpa, 1Gpa 의 탄성계수와 0.3의 프와송 비를 사용하였다.

제 3 절 경계조건 및 하중조건

경계조건 즉 고정영역에 대한 조건의 경우 인공치아로부터 4.2mm 이상 떨어지면 고정영역의 위치에 따라 인공치아 시스템 주위의 응답특성에 영향을 주지 않은 것으로 분석되어 있다[32]. 따라서, 본 연구에서는 골 모델의 하단부를 고정시키는 경계조건을 부여하였으며, 시험분석에 의하면 경계조건 부위에 따라 인공치아 시스템 주위의 응력분포에 크게 영향을 받지 않았다. 다양한 크기의 저작력이 보고되어 있으나 본 연구에서는 500N의 수직하중, 140N의 수평하중, 수직축으로부터 30° Lingual 방향으로 기울어진 1000N의 경사하중 세 가지 형태의 하중에 대해 해석을 수행하였다[33]. 하중은 집중하중 형태로 수직축으로부터 Lingual 방향으로 2mm 떨어진 지점에 부여하였다[34].

제 4 절 인공치아 시스템의 경계면 조건

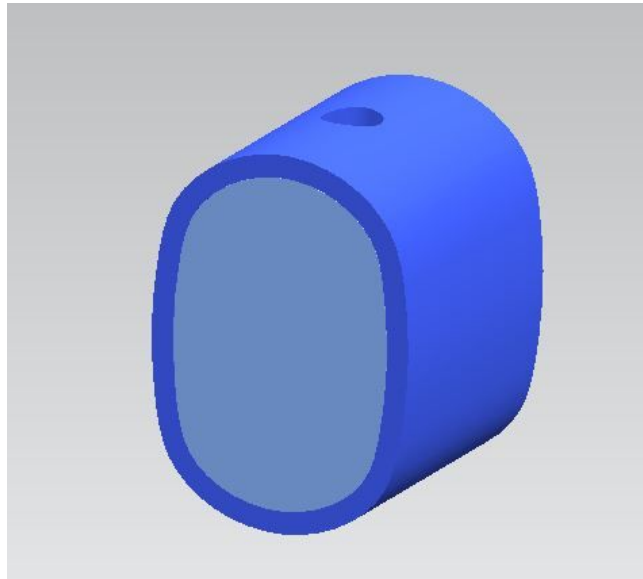
본 연구에서 모사한 인공치아 시스템에는 Veneering과 지주대, 지주대와 인공치아 그리고 인공치아와 골 사이의 세 개의 경계면이 존재한다. Veneering과 지주대, 지주대와 인공치아는 기계적인 결합력으로 고정이 된다. 해석의 정확도를 높이기 위해서는 이들 경계면 사이의 결합력을 실험으로 결정하여, 경계면에 조건을 부여하여야 하나 이 경우 결합력의 크기에 따라 결과에 큰 영향을 미치며 해석이 불가능한 경우가 발생하기도 한다[35, 36]. 따라서, 이들 경계면 사이에서 발생하는 Loosening 혹은 Loosening이 인공치아 시스템에 미치는 영향을 분석하기에는 한계가 있다. 본 연구에서는 이들 경계면이 결합

이 되어 있는 것으로 가정하였다. 골과 인공치아 사이의 경계면도 이상적인 골 내성장을 가정하여 골과 인공치아는 단단히 결합되어 있는 것으로 모델링 하였다.

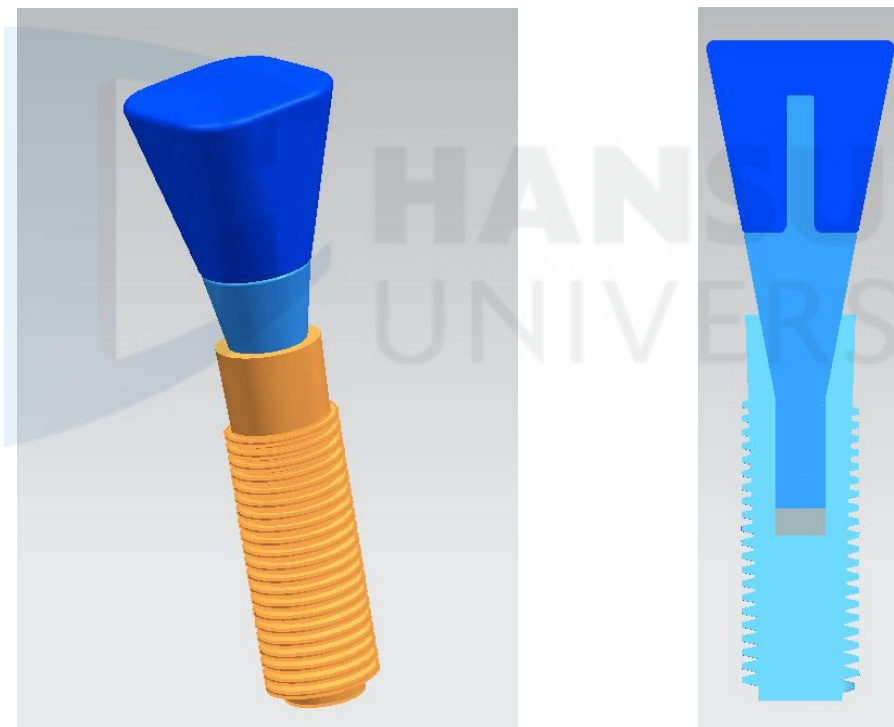
제 5 절 유한요소해석 모델

해석에 사용된 모든 구성요소들은 UG NX6 프로그램으로 3차원 형상을 모델링 하였으며, 이 형상을 ABAQUS 프로그램(Ver. 6.10-1)에서 읽어 들여 선형탄성 해석을 수행하였다. 사용된 요소는 절점을 4개 가지는 사면체 요소이며, 이론적으로 계를 나누는 요소의 수가 많아질수록 해의 정확도는 증가하나 계산 시간에 한계가 있으므로 적절한 개수의 요소로 나누는 것이 필요하다. 본 연구에서는 1.5mm 치밀골의 경우 330,094개의 요소와 67199개의 절점을 사용하였고, 2mm 치밀골의 경우 380,945개의 요소와 63,036개의 절점을 사용하였다<그림 2-3>. 해석에 사용된 모든 구성요소들의 물성이 [표 2-1]에 정리 되어있다.

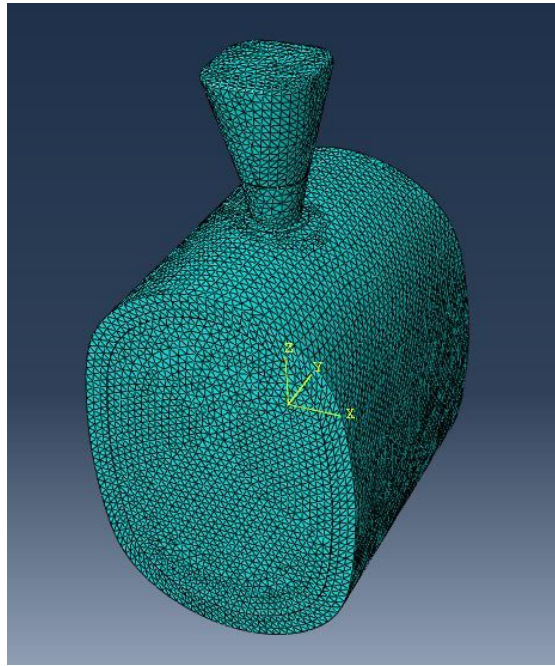




<그림 2-1>. 유한요소해석에 사용된 치밀골 및 망상골의 형상



<그림 2-2>. 유한요소해석에 사용된 인공치아 및 상부구조물: (a) 3차원 모델, (b) 단면 형상



<그림 2-3>. 유한요소해석에 사용된 인공치아 시스템 및 골의 모델

	Elastic Modulus (GPa)	Poisson's Ratio
Cortical Bone	13.7	0.30
Cancellous Bone	1.37	0.30
Titanium Implant	110	0.33
Abutments		
Titanium	110	0.33
Gold Alloy	100	0.30
Zirconia	269	0.25
Veneering Materials		
Gold Alloy	100	0.30
Porcelain	70	0.19
Composite Resin	14.1	0.24
Acrylic Resin	2.26	0.35

[표 2-1] 유한요소해석에 사용된 골과 인공치아 시스템의 물성

제 3 장 연구결과

제 1 절 수직하중에서의 응답특성

[표 3-1]와 [표 3-2]은 각각 1.5mm, 2mm 두께의 치밀골에 가해지는 수직 하중에 대하여 Veneering과 지주대의 조합에 따른 골과 인공치아 시스템에 발생하는 Maximum Von-Mises Stress를 보여 준다. 표에서 치밀골의 경우 C1은 인공치아와 접촉하는 치밀골의 상부, C2는 망상골과의 경계인 치밀골의 하부를 나타낸다. 치밀골의 상부 영역에서 나타나는 최대응력값을 Max. 난에 표시를 하였다. Veneering에서 발생하는 응력값들은 하중작용 영역을 제외한 부분에서의 최대 응력값을 보여준다. 하중작용 부위는 하중의 형태 즉, 집중하중 혹은 분포하중에 따라 응력값이 크게 달라지므로 하중작용 부위에서의 응력값을 비교하는 것은 의미가 없기 때문이다.

수직하중의 경우 압축하중의 형태이기 때문에 Minimum Principal Stress의 크기가 다른 응력에 비해 상대적으로 크게 나타났다. 동일 지주대에 대해 Veneering의 강성이 변화하더라도 골을 포함한 각 구성요소에 발생하는 응력 값은 거의 동일한 것으로 나타났다. Veneering에 상관없이 치밀골에서의 응력 값은 Titanium 지주대의 경우 -67.2MPa, Gold Alloy 지주대의 경우 -85.8MPa, Zirconia 지주대의 경우 -77.5MPa이며, 망상골에서의 응력값은 Titanium 지주대의 경우 -8.2MPa, Gold Alloy 지주대의 경우 -10.6MPa, Zirconia 지주대의 경우 -10.7MPa이 되어 골에 발생하는 응력만을 고려한다면 Veneering 재료에 상관없이 Titanium 지주대를 사용하는 것이 효과가 있다.

낮은 강성의 Veneering 재료의 경우 즉, Acrylic Resin의 경우 세 가지 지주대에 발생하는 응력값이 커지는 현상을 볼 수 있는데 이는 Zirconia 지주대에서 -492.7MPa에서 -1874.9MPa로 제일 큰 증가를 보인다. Veneering에서 발생하는 응력은 낮은 강성의 Veneering 재료에서 감소하는 현상을 보였으며, Titanium 지주대의 경우 -238.9MPa에서 -179.6MPa으로, Gold Alloy 지주대의 경우 -268.7MPa에서 -205.4MPa으로, Zirconia 지주대의 경우 -271.4MPa에서

-148.7MPa로 압축응력이 감소하였다.

골의 경우 최대 Von-Mises 응력이 1.5mm 두께의 치밀골에 대해서는 Veneering 재료에 관계없이 Titanium 지주대에서 53.2 MPa로 제일 낮게 나타났다으나, 두께 2.0mm의 치밀골에 대해서는 지주대에 따른 큰 차이를 보이지 않았다.

참고로 표에는 나타나 있지 않지만 Veneering의 하중 작용점에 나타나는 최대 응력값은 동일한 Veneering 재료에 대해 Titanium 지주대를 사용할 경우 제일 낮았으며, Veneering의 물성이 낮아질수록 각 지주대에 따른 차이가 줄어드는 경향을 보였다.

<그림 3-1>은 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Gold Alloy Veneering을 사용했을 때 수직하중 하에서 각 지주대에 따른 치밀골에 나타나는 Von-Mises 응력분포를 보여 준다. Veneering 재료에 관계없이 유사한 응력분포를 보여 주므로 다른 Veneering에 대한 결과는 생략하였다. 각 지주대에 대하여 치밀골에 나타나는 응력분포는 유사한 형태를 보이며, Titanium 지주대를 사용할 경우 치밀골에 나타나는 응력이 가장 작은 것을 볼 수 있다. 치밀골에서의 최대 Von-Mises Stress는 인공치아와의 접촉부가 아니라 약간 안쪽에서 발생하는 것을 알 수 있다. 2mm 두께의 치밀골 모델에서도 유사한 응력분포 현상을 보였다.

<그림 3-2>는 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Gold Alloy Veneering을 사용했을 때 수직하중 하에서 각 지주대에 따른 망상골에 나타나는 Von-Mises 응력분포를 보여 준다. 치밀골에서처럼 Veneering 재료에 관계없이 망상골에서도 유사한 응력분포를 보여 주었다. 지주대에 따른 응력분포나 인공치아의 하단부에 발생하는 최대 응력의 크기에는 큰 차이가 없으나, Zirconia 지주대를 사용할 경우 인공치아와 접촉하는 망상골 상부에서 상대적으로 작은 응력이 발생함을 볼 수 있다. 2mm 두께의 치밀골 모델에서도 유사한 응력분포를 보여 주었다.

1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Titanium 지주대를 사용했을 때 수직하중 하에서 각 Veneering에 따른 상부 구조물에 나타나는 Von-Mises 응력분포가 <그림 3-3>에 나타나 있다. 강성이 낮은 Veneering을 사용할수록 지주대에

응력집중 현상과 함께 큰 응력이 발생하며, 상대적으로 Veneering에 발생하는 응력은 작아진다. 하중 작용점에서 Veneering에 나타나는 응력분포 및 크기는 Veneering에 관계없이 거의 유사하게 나타났다.

<그림 3-4>는 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Gold alloy 지주대를 사용했을 때 수직하중 하에서 각 Veneering에 따른 상부 구조물에 나타나는 Von-Mises 응력분포를 보여 준다. Titanium 지주대를 사용하는 경우와 같이 강성이 낮은 Veneering을 사용할수록 지주대에 응력집중 현상이 발생하며, 상대적으로 Veneering에 발생하는 응력은 작아진다.

<그림 3-5>는 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Zirconia 지주대를 사용했을 때 수직하중 하에서 각 Veneering에 따른 상부 구조물에 나타나는 Von-Mises 응력분포를 보여 준다. 이 경우에서도 낮은 강성의 Veneering에 대해 지주대에 응력집중 현상이 발생하며, 상대적으로 Veneering에 발생하는 응력은 감소한다. <그림 3-3>,<그림 3-4>,<그림 3-5>에서 각 지주대에 대해 Acrylic resin veneering을 사용한 (d) 그림을 서로 비교하면 높은 강성의 지주대의 경우 지주대에 아주 큰 응력이 발생하는 것을 볼 수 있다.

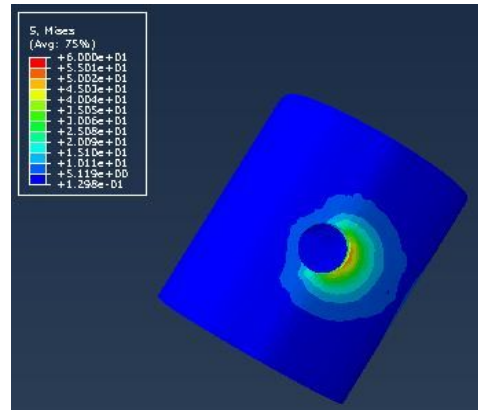


[표 3-1]. 1.5mm 두께의 치밀골에 가해지는 수직하중에 대하여 Veneering과 지주대의 조합에 따른 골과 인공치아 시스템에 발생하는 응력

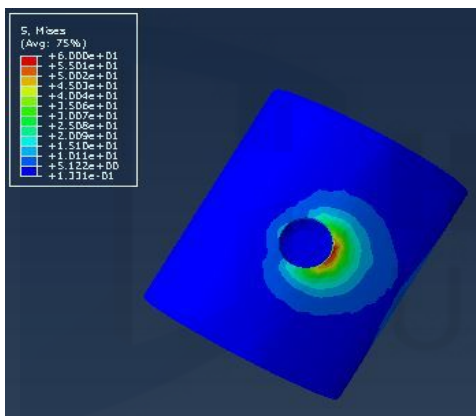
Abutments	Tissues and Prosthetic Materials		Veneering Materials			
			Gold Alloy (Mpa)	Porcelain (Mpa)	Composite resin (Mpa)	Acrylic resin (Mpa)
			Von-Mises stress	Von-Mises stress	Von-Mises stress	Von-Mises stress
Titanium	Cortical Bone	Max.	53.2	53.2	53.2	53.3
		C1	40.6	40.6	40.6	40.7
		C2	32.2	32.2	32.2	32.2
	Cancellous Bone		6.9	6.9	6.9	6.9
	Implant		203.3	203.3	203.2	203.1
	Abutment		445.3	445.3	445.1	948.2
	Veneering		224.1	232.7	218.2	154.4
Gold Alloy	Cortical Bone	Max.	62.8	62.8	62.9	62.9
		C1	57.7	57.7	57.7	57.8
		C2	27.3	27.3	27.3	27.3
	Cancellous Bone		6.9	6.9	6.9	6.9
	Implant		279.3	279.3	279.3	279.3
	Abutment		443.0	443.0	442.7	935.4
	Veneering		246.9	261.5	254.5	186.6
Zirconia	Cortical Bone	Max.	57.6	57.6	57.6	57.7
		C1	53.4	53.4	53.4	53.5
		C2	24.9	24.9	24.9	24.9
	Cancellous Bone		7.0	7.0	7.0	7.0
	Implant		183.1	183.1	183.1	183.2
	Abutment		421.7	421.4	599.0	1487.3
	Veneering		249.6	262.6	229.3	135.5

[표 3-2]. 2mm 두께의 치밀골에 가해지는 수직하중에 대하여 Veneering과 지주대의 조합에 따른 골과 인공치아 시스템에 발생하는 응력

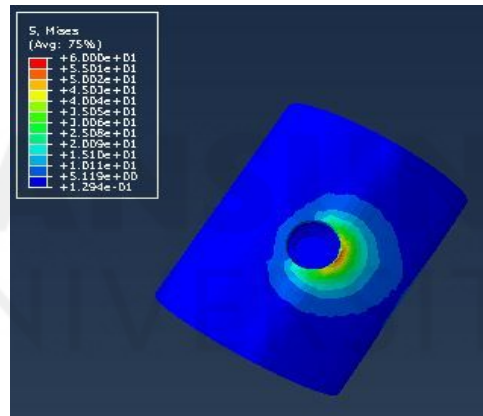
Abutments	Tissues and Prosthetic Materials		Veneering Material			
			Gold Alloy (Mpa)	Porcelain (Mpa)	Composite resin (Mpa)	Acrylic resin (Mpa)
			Von-Mises stress	Von-Mises stress	Von-Mises stress	Von-Mises stress
Titanium	Cortical Bone	Max.	51.7	51.7	51.7	51.8
		C1	48.5	48.5	48.5	48.6
		C2	28.4	28.4	28.4	28.4
	Cancellous Bone		6.1	6.1	6.1	6.1
	Implant		208.0	207.9	207.9	207.9
	Abutment		464.5	464.5	464.2	929.1
	Veneering		225.3	233.3	219.7	153.8
Gold Alloy	Cortical Bone	Max.	51.0	51.0	51.0	51.1
		C1	47.8	47.8	47.8	47.9
		C2	28.5	28.5	28.5	28.5
	Cancellous Bone		6.1	6.1	6.1	6.1
	Implant		215.5	215.5	215.5	215.4
	Abutment		486.4	486.4	486.2	913.6
	Veneering		223.7	232.5	221.2	158.6
Zirconia	Cortical Bone	Max.	50.5	50.5	50.6	50.6
		C1	47.2	47.2	47.2	47.3
		C2	27.0	27.0	27.0	27.0
	Cancellous Bone		6.2	6.2	6.2	6.2
	Implant		159.4	159.4	159.4	159.5
	Abutment		482.1	482.0	618.4	1491.6
	Veneering		221.3	229.6	197.0	114.6



(a)

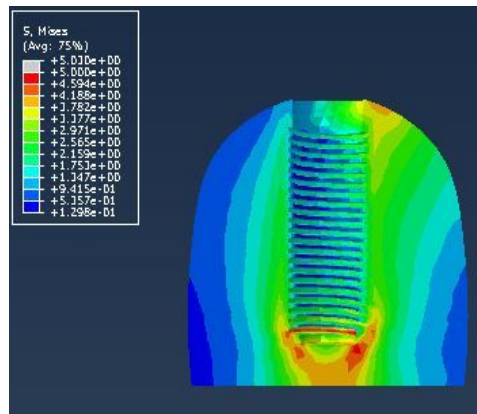


(b)

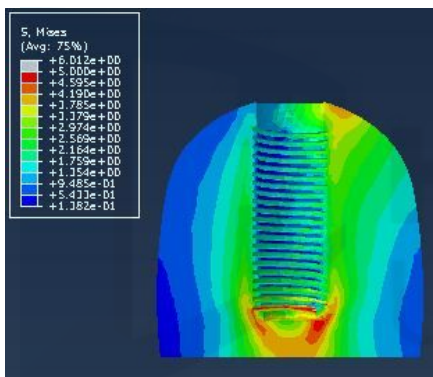


(c)

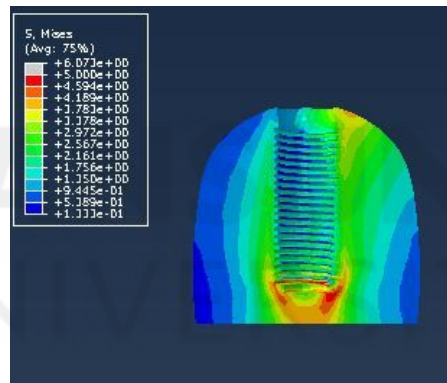
<그림 3-1> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Gold Alloy Veneering을 사용했을 때 수직하중 하에서 각 지주대에 따른 치밀골에 나타나는 Von-Mises 응력분포: (a) Titanium 지주대, (b) Gold Alloy 지주대, (c) Zirconia 지주대



(a)

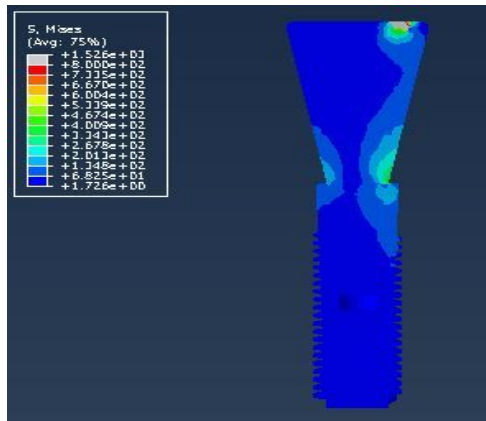


(b)

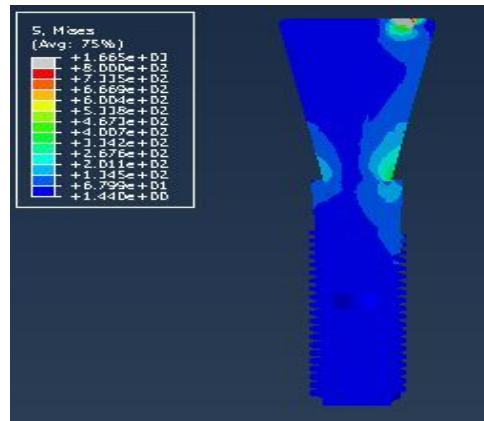


(c)

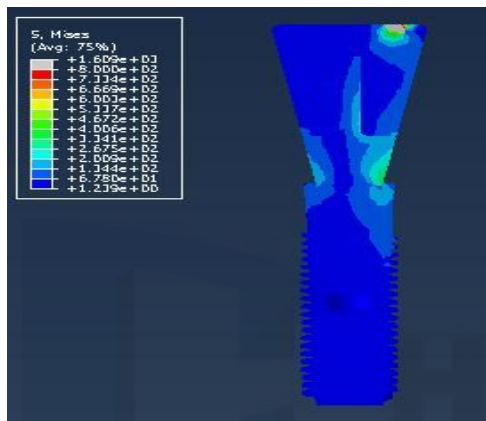
<그림 3-2> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Gold Alloy Veneering을 사용했을 때 수직하중 하에서 각 지주대에 따른 망상골에 나타나는 Von-Mises 응력분포: (a) Titanium 지주대, (b) Gold Alloy 지주대, (c) Zirconia 지주대



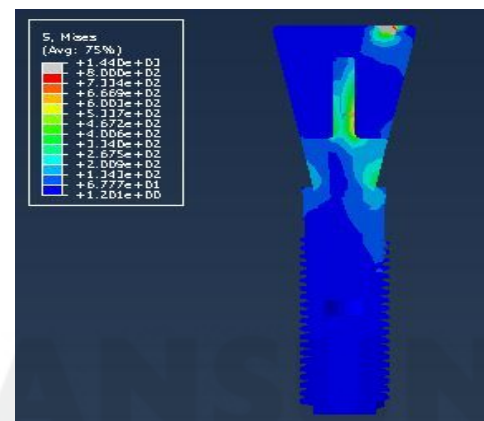
(a)



(b)

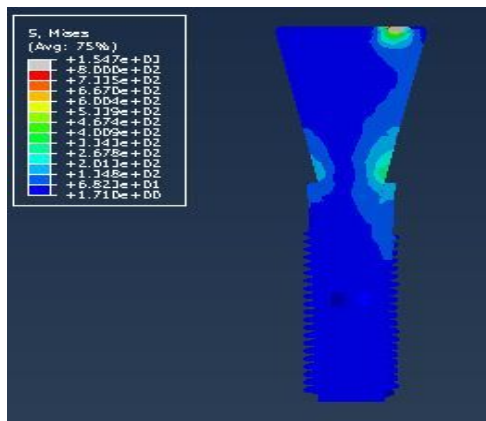


(c)

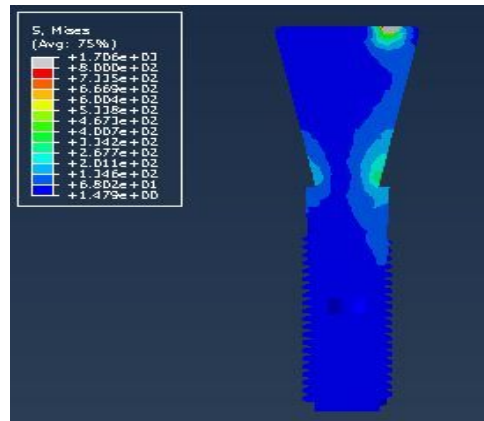


(d)

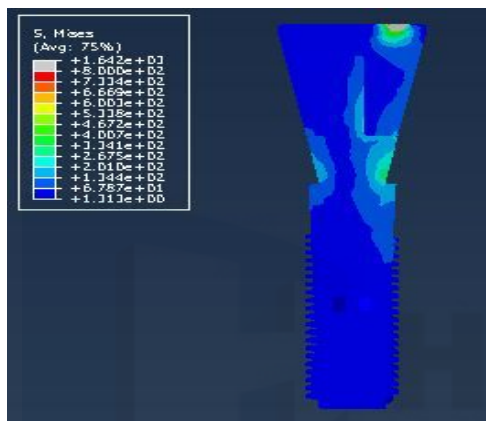
<그림 3-3> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Titanium 지주대를 사용했을 때 수직하중 하에서 각 Veneering에 따른 상부 구조물에 나타나는 Von-Mises 응력분포: (a) Gold alloy veneering, (b) Porcelain veneering, (c) Composite resin veneering, (d) Acrylic resin veneering



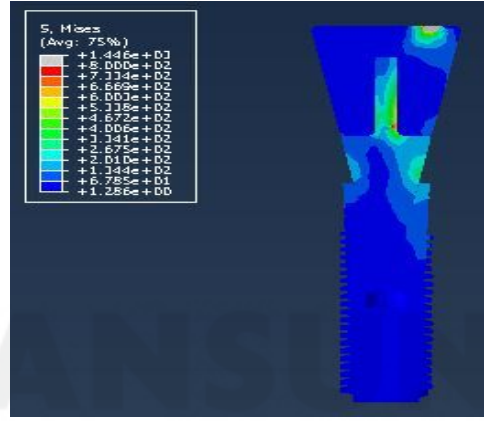
(a)



(b)

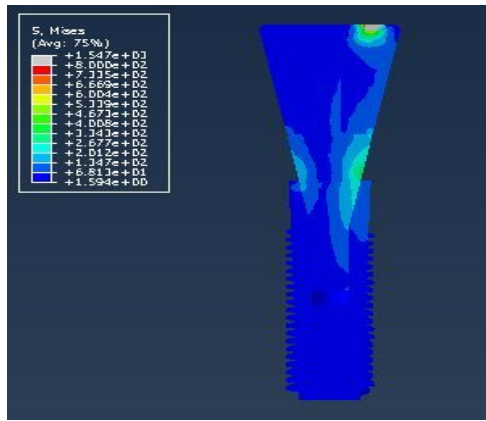


(c)

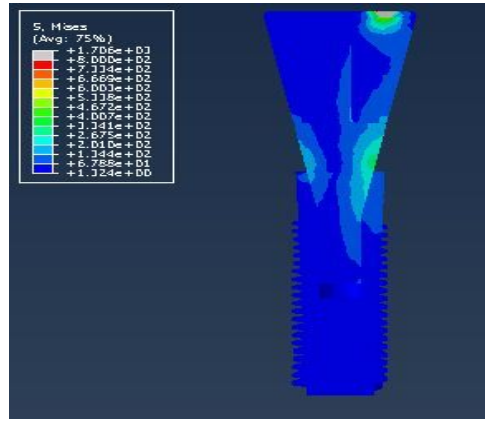


(d)

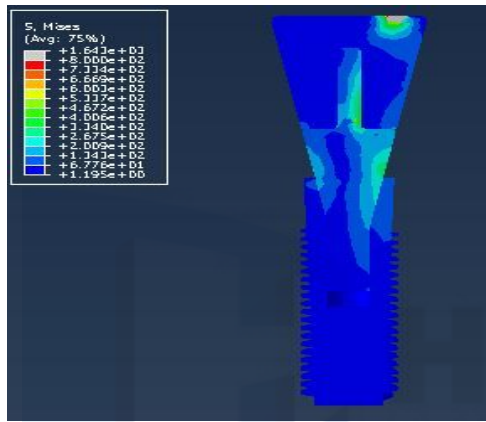
<그림 3-4> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Gold alloy 지주대를 사용했을 때 수직하중 하에서 각 Veneering에 따른 상부 구조물에 나타나는 Von-Mises 응력분포: (a) Gold alloy veneering, (b) Porcelain veneering, (c) Composite resin veneering, (d) Acrylic resin veneering



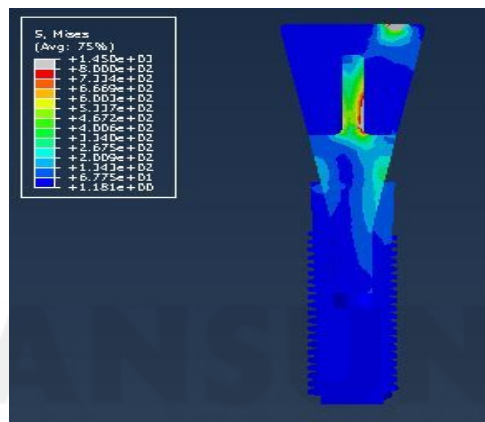
(a)



(b)



(c)



(d)

<그림 3-5> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Zirconia 지주대를 사용했을 때 수직하중 하에서 각 Veneering에 따른 상부 구조물에 나타나는 Von-Mises 응력분포: (a) Gold alloy veneering, (b) Porcelain veneering, (c) Composite resin veneering, (d) Acrylic resin veneering

제 2 절 수평하중에서의 응답특성

[표 3-3]과 [표 3-4]는 각각 1.5mm, 2mm 두께의 치밀골에 가해지는 수평하중에 대하여 Veneering과 지주대의 조합에 따른 골과 임플란트 시스템에 발생하는 Maximum Von-Mises Stress를 보여 준다.

수평하중에서도 수직하중에서와 같이 각 지주대에 대하여 Veneering 재료의 강성변화에 관계없이 유사한 응력값을 보인다. 각 Veneering에 대하여 1.5mm 치밀골 두께의 경우 치밀골에 나타나는 최대 Von-mises Stress는 Titanium, Gold Alloy, Zirconia 지주대에 대해 각각 57.8MPa, 57.6MPa, 54.7MPa이 발생하며, 2mm 치밀골 두께의 경우 치밀골에 나타나는 최대 Von-mises Stress는 각각 55.4MPa, 54.8MPa, 53.5MPa이 발생하여 수직하중에 비해 지주대와 Veneering에 변화에 의해 치밀골에 발생하는 응력의 크기에는 변화가 거의 없다. 이는 Maximum Principal Stress와 Minimum Principal Stress에서도 비슷한 양상을 보인다. 망상골에 발생하는 응력들도 지주대와 Veneering에 관계없이 거의 일정한 값들을 보이고 있다.

높은 강성의 Veneering에 대해서는 1.5mm 두께의 치밀골에 Zirconia 지주대를 사용할 경우 인공치아와 지주대에 발생하는 Maximum Principal Stress가 각각 239.5MPa과 691.9MPa로 제일 낮았고, 1.5mm 두께의 치밀골에서도 각각 239.3MPa과 666.6MPa로 제일 낮게 나타났다. 하지만 낮은 강성의 Acrylic Resin을 사용할 경우 Zirconia 지주대에서 나타나는 Maximum Principal Stress는 1761.7MPa로 다른 지주대에 비해 크게 증가하였다. 2mm 두께의 치밀골을 사용할 경우에도 동일한 응력의 증가가 관찰된다.

Veneering에 발생하는 응력의 크기는 동일 지주대에 대해 Veneering의 강성이 저하할수록 감소하는 경향으로 나타났으며 Zirconia 지주대가 가장 큰 감소 효과를 주었다. 수평하중의 경우에는 각각의 경우에 대해 인공치아 시스템에서 Maximum Principal Stress와 Minimum Principal Stress의 크기는 비슷하게 발생하는 것으로 나타났다.

<그림 3-6>은 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Gold Alloy Veneering을 사용했을 때 수평하중 하에서 각 지주대에 따른 치밀골에 나타나는

Von-Mises 응력분포를 나타낸다. 치밀골에서 나타나는 응력은 Veneering 재료에 관계없이 유사한 분포를 보여 주었다. 그림에서 각각의 경우 치밀골에서 발생하는 응력분포는 비슷한 양상을 보이나 최대 Von-Mises Stress는 Zirconia 지주대에 비해 Titanium 지주대를 사용할 경우 약 5% 증가하였다.

1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Gold Alloy Veneering을 사용했을 때 수평하중 하에서 각 지주대에 따른 망상골에 나타나는 Von-Mises 응력분포는 <그림 3-7>에 나타나 있다. 각각의 경우에 망상골에 나타나는 최대 Von-Mises Stress는 4.3MPa로 동일하나 Titanium 지주대의 경우 상부 망상골에서 응력이 집중되는 현상을 보인다.

<그림 3-8>은 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Titanium 지주대를 사용했을 때 수평하중 하에서 각 Veneering에 따른 상부 구조물에 나타나는 Von-Mises 응력분포를 보여 준다. 강성이 낮은 Veneering을 사용할수록 지주대에 응력집중 현상과 함께 큰 응력이 발생하며, 상대적으로 Veneering에 발생하는 응력은 감소한다. 하중 작용점에서 Veneering에 나타나는 응력분포 및 크기는 Veneering에 관계없이 거의 유사하게 나타났다.

<그림 3-9>는 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Gold alloy 지주대를 사용했을 때 수평하중 하에서 각 Veneering에 따른 상부 구조물에 나타나는 Von-Mises 응력분포를 보여 준다. Titanium 지주대를 사용하는 경우와 같이 강성이 낮은 Veneering을 사용할수록 지주대에 응력집중 현상이 발생하며, 상대적으로 Veneering에 발생하는 응력은 작아진다. 하중 작용점에 발생하는 응력분포도 Veneering에 관계없이 일정한 양상을 보인다.

<그림 3-10>에는 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Zirconia 지주대를 사용했을 때 수평하중 하에서 각 Veneering에 따른 상부 구조물에 나타나는 Von-Mises 응력분포가 나타나 있다. 이 경우에서도 낮은 강성의 Veneering에 대해 지주대에 응력집중 현상이 발생하며, <그림 3-8>,<그림 3-9>,<그림 3-10>에서 각 지주대에 대해 Acrylic resin veneering을 사용한 (d) 그림을 서로 비교하면 강성이 큰 지주대일수록 지주대에 아주 큰 응력이 발생하는 것을 볼 수 있다. 이 경우에도 Veneering의 강성이 낮아지면 Veneering에 발생하는 응력은 감소한다. 낮은 강성의 Veneering으로 인해 지주대 상부 및 지주대와

인공치아와의 접촉부에서 상대적으로 큰 응력이 발생한다. 이 경우에도 Veneering의 강성이 낮아지면 Veneering에 발생하는 응력은 감소한다. 2mm 두께의 치밀골 모델에서도 모든 경우에서 유사한 응력분포를 보여 주었다.

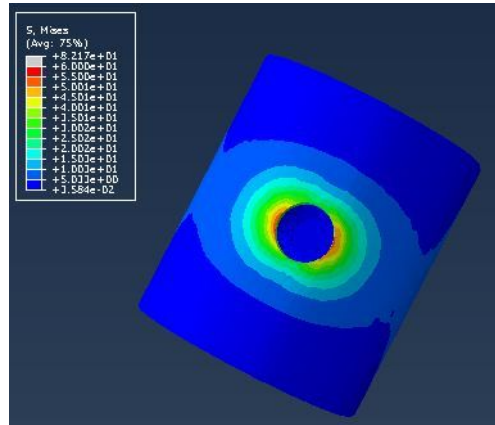


[표 3-3]. 1.5mm 두께의 치밀골에 가해지는 수평하중에 대하여 Veneering과 지주대의 조합에 따른 골과 인공치아 시스템에 발생하는 응력

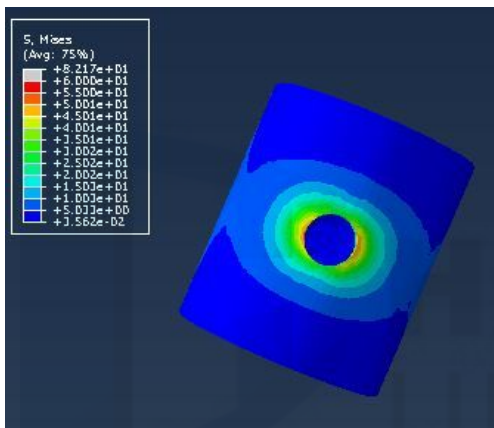
Abutments	Tissues and Prosthetic Materials		Veneering Materials			
			Gold Alloy (Mpa)	Porcelain (Mpa)	Composite resin (Mpa)	Acrylic resin (Mpa)
			Von-Mises stress	Von-Mises stress	Von-Mises stress	Von-Mises stress
Titanium	Cortical Bone	Max.	57.8	57.8	57.8	57.9
		C1	56.9	56.9	56.9	56.9
		C2	25.9	25.9	25.9	25.9
	Cancellous Bone		4.3	4.3	4.3	4.3
	Implant		229.9	229.9	229.9	230.1
	Abutment		536.4	536.4	536.5	870.8
	Veneering		169.9	177.3	177.3	126.1
Gold Alloy	Cortical Bone	Max.	57.6	57.6	57.7	57.7
		C1	56.5	56.5	56.5	56.5
		C2	26.0	26.0	26.0	26.0
	Cancellous Bone		4.3	4.3	4.3	4.3
	Implant		234.6	234.6	234.6	234.7
	Abutment		558.4	558.4	558.5	844.7
	Veneering		168.4	176.1	177.9	130.9
Zirconia	Cortical Bone	Max.	54.7	54.7	54.7	54.7
		C1	53.2	53.2	53.2	53.2
		C2	23.6	23.6	23.6	23.6
	Cancellous Bone		4.3	4.3	4.3	4.3
	Implant		174.6	174.6	174.6	174.8
	Abutment		565.5	565.5	565.6	1403.3
	Veneering		171.1	179.4	162.6	86.7

[표 3-4] 2mm 두께의 치밀골에 가해지는 수평하중에 대하여 Veneering과 지주대의 조합에 따른 골과 인공치아 시스템에 발생하는 응력

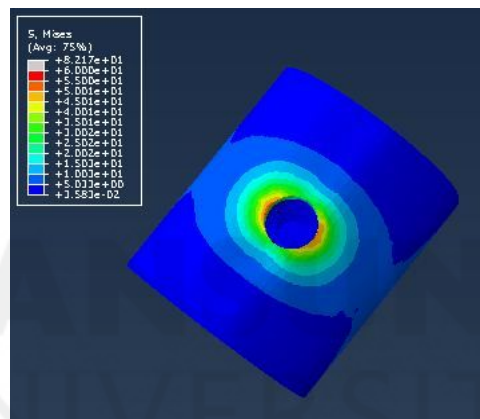
Abutments	Tissues and Prosthetic Materials		Veneering Materials			
			Gold Alloy (Mpa)	Porcelain (Mpa)	Composite resin (Mpa)	Acrylic resin (Mpa)
			Von-Mises stress	Von-Mises stress	Von-Mises stress	Von-Mises stress
Titanium	Cortical Bone	Max.	55.4	55.4	55.4	55.5
		C1	44.2	44.2	44.2	44.3
		C2	22.5	22.5	22.5	22.5
	Cancellous Bone		3.8	3.8	3.8	3.8
	Implant		236.5	236.5	236.6	236.7
	Abutment		522.2	522.2	522.2	858.7
	Veneering		172.0	180.4	176.2	124.6
Gold Alloy	Cortical Bone	Max.	54.8	54.8	54.8	54.8
		C1	43.6	43.6	43.6	43.7
		C2	22.6	22.6	22.6	22.6
	Cancellous Bone		3.8	3.8	3.8	3.8
	Implant		240.2	240.2	240.2	240.3
	Abutment		546.9	546.9	547.0	840.2
	Veneering		170.4	178.7	177.1	129.5
Zirconia	Cortical Bone	Max.	53.5	53.5	53.5	53.6
		C1	42.8	42.8	42.8	42.8
		C2	20.9	20.9	20.9	20.9
	Cancellous Bone		3.8	3.8	3.8	3.8
	Implant		183.7	183.7	183.7	183.8
	Abutment		547.4	547.4	547.4	1412.1
	Veneering		172.9	181.8	161.5	85.5



(a)

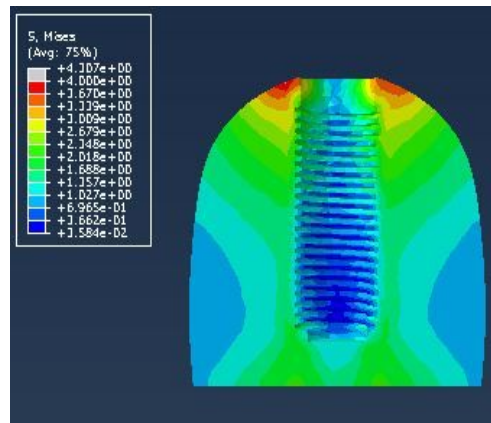


(b)

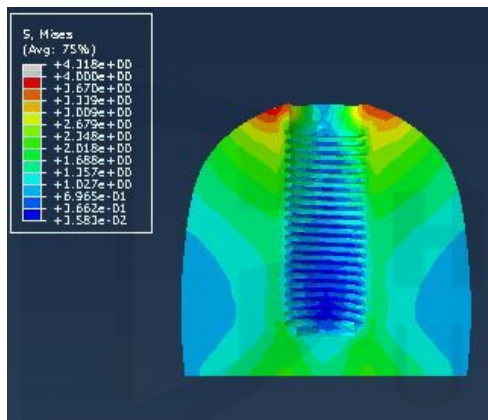


(c)

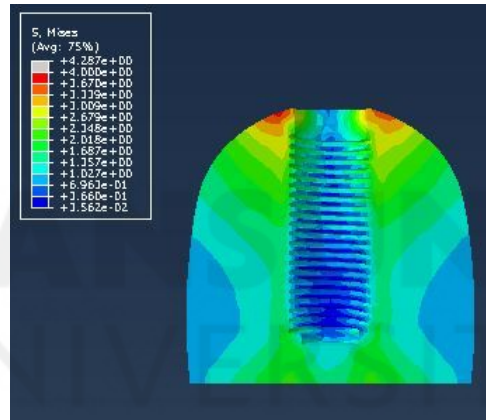
<그림 3-6> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Gold Alloy Veneering을 사용했을 때 수평하중 하에서 각 지주대에 따른 치밀골에 나타나는 Von-Mises 응력분포: (a) Titanium 지주대, (b) Gold Alloy 지주대, (c) Zirconia 지주대



(a)

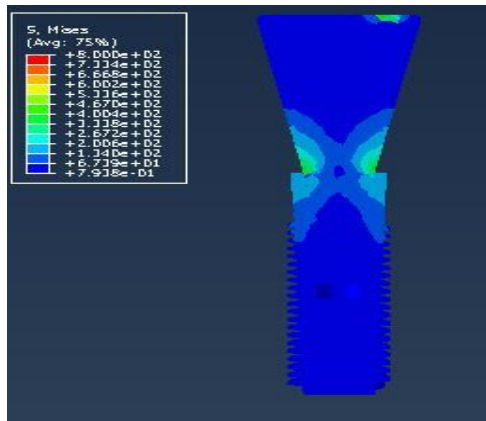


(b)

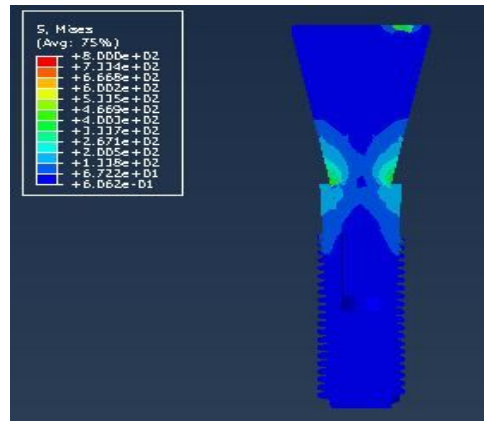


(c)

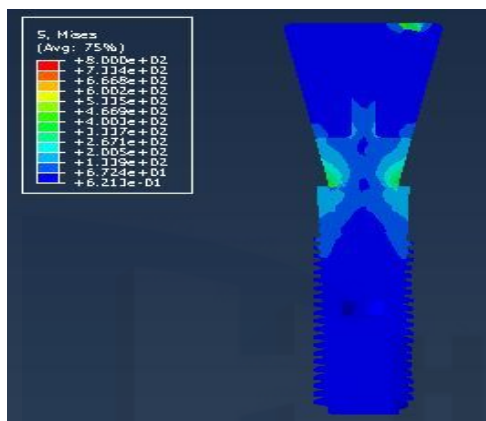
<그림 3-7>. 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Gold Alloy Veneering을 사용했을 때 수평하중 하에서 각 지주대에 따른 망상골에 나타나는 Von-Mises 응력분포: (a) Titanium 지주대, (b) Gold Alloy 지주대, (c) Zirconia 지주대



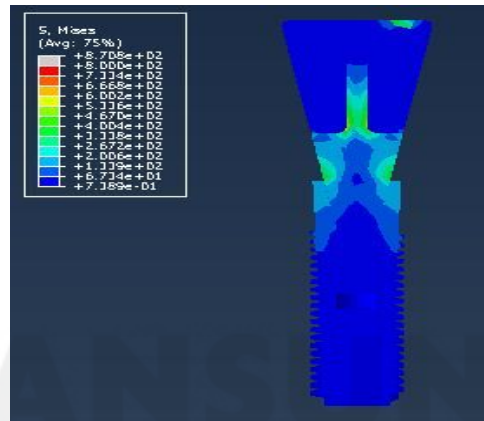
(a)



(b)

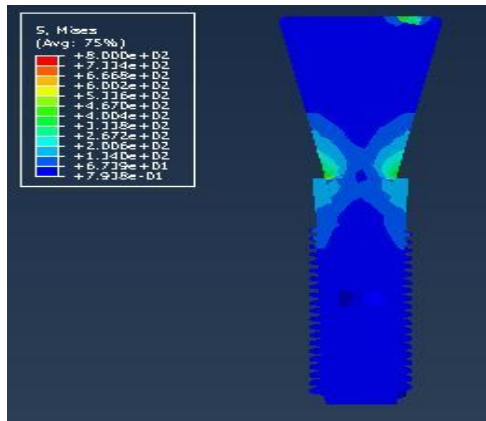


(c)

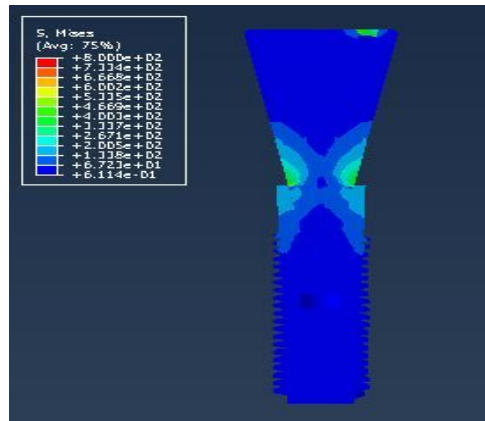


(d)

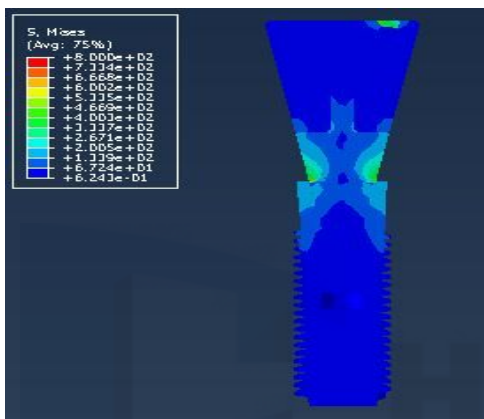
<그림 3-8> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Titanium 지주대를 사용했을 때 수평하중 하에서 각 Veneering에 따른 상부 구조물에 나타나는 Von-Mises 응력분포: (a) Gold alloy veneering, (b) Porcelain veneering, (c) Composite resin veneering, (d) Acrylic resin veneering



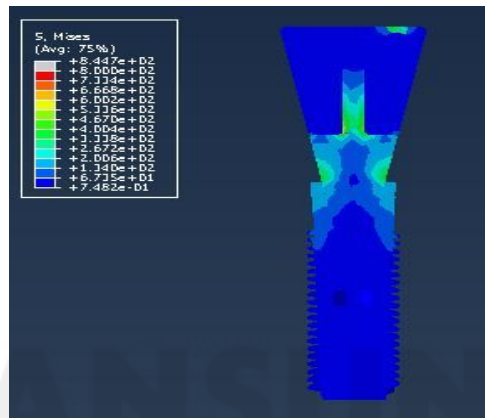
(a)



(b)

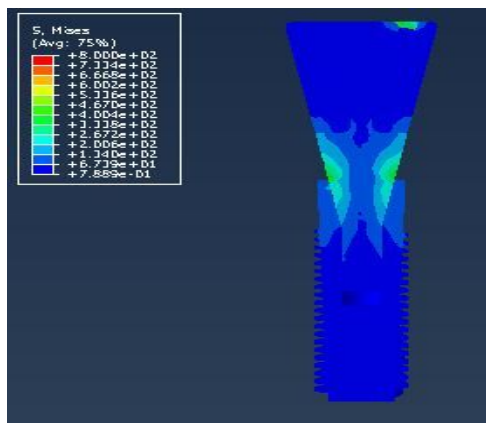


(c)

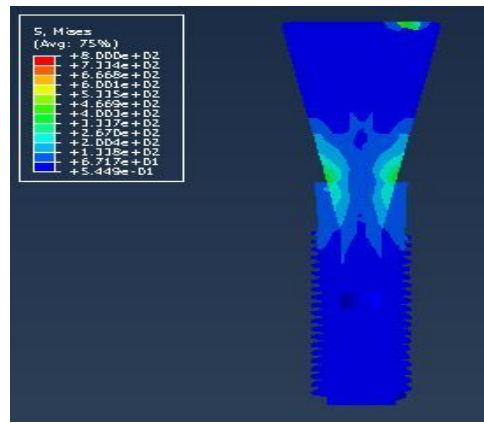


(d)

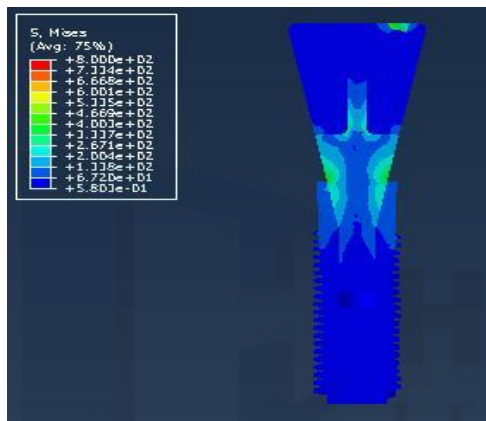
<그림 3-9> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Gold alloy 지주대를 사용했을 때 수평하중 하에서 각 Veneering에 따른 상부 구조물에 나타나는 Von-Mises 응력분포: (a) Gold alloy veneering, (b) Porcelain veneering, (c) Composite resin veneering, (d) Acrylic resin veneering



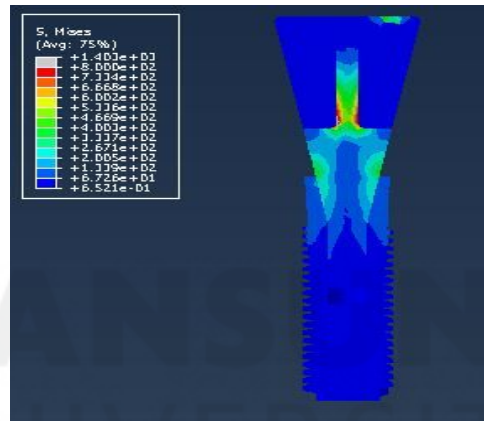
(a)



(b)



(c)



(d)

<그림 3-10> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Zirconia 지주대를 사용했을 때 수평하중 하에서 각 Veneering에 따른 상부 구조물에 나타나는 Von-Mises 응력분포: (a) Gold alloy veneering, (b) Porcelain veneering, (c) Composite resin veneering, (d) Acrylic resin veneering

제 3 절 경사하중에서의 응답특성

[표 3-5]와 [표 3-6]은 각각 1.5mm, 2mm 두께의 치밀골에 가해지는 경사하중에 대하여 Veneering과 지주대의 조합에 따른 골과 임플란트 시스템에 발생하는 Maximum Von-Mises Stress를 보여 준다.

경사하중에서도 각 지주대에 대하여 Veneering 재료의 강성변화에 관계없이 골과 인공치아에서 유사한 응력값을 보인다. 각 Veneering에 대하여 1.5mm 치밀골 두께의 경우 치밀골에 나타나는 최대 Von-mises Stress는 Titanium, Gold Alloy, Zirconia 지주대에 대해 각각 191.9MPa, 191.4MPa, 206.5MPa이 발생하며, 2mm 치밀골 두께의 경우 치밀골에 나타나는 최대 Von-mises Stress는 각각 183.6MPa, 181.8MPa, 178.8MPa이 발생하여 지주대와 Veneering에 변화에 의해 치밀골에 발생하는 응력의 크기에는 큰 변화가 없다. 이는 Maximum Principal Stress와 Minimum Principal Stress에서도 비슷한 양상을 보인다. 망상골에 발생하는 응력들도 지주대와 Veneering에 관계없이 거의 일정한 값들을 보이고 있다. 또한, 지주대와 Veneering에 관계없이 인공치아에서도 응력들이 거의 일정하게 발생한다.

경사하중의 경우 세 가지 응력값들 중 Minimum Principal Stress의 크기가 가장 크게 나타났다. 높은 강성의 Veneering에 대해 지주대의 강성이 증가할수록 지주대에 발생하는 Minimum Principal Stress는 감소하는 경향이 있다. 높은 강성의 Veneering에 대해서는 1.5mm 두께의 치밀골에 Zirconia 지주대를 사용할 경우 지주대에 발생하는 Minimum Principal Stress가 -1482.0MPa으로 제일 낮았고, 2mm 두께의 치밀골에서도 -610.5MPa으로 제일 낮게 나타났다. 낮은 강성의 Veneering에 대해서는 이 현상이 반대가 되어 Acrylic Resin Veneering과 Zirconia를 사용할 경우 1.5mm 두께 치밀골의 지주대에서 -3987.0MPa 까지 발생하여 다른 지주대에 비해 압축응력이 크게 증가하였다. 2mm 두께의 치밀골을 사용할 경우에도 동일한 압축응력의 증가가 관찰된다. 동일 지주대 내에서는 Veneering의 강성이 낮은 경우 지주대에 발생하는 응력값이 증가하였다.

경사하중 하에서 Veneering에 발생하는 응력의 크기는 동일 지주대에 대

해 Veneering의 강성이 저하할수록 감소하는 경향으로 나타났으며 Zirconia 지주대의 경우 1.5mm 두께의 치밀골에 대해 -448.1로부터 -188.3MPa까지, 2mm 두께의 치밀골에 대해 -423.1MPa로부터 -182.6MPa까지 감소해 가장 큰 감소 효과를 보여 주었다.

<그림 3-11>은 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Gold Alloy Veneering을 사용했을 때 경사하중 하에서 각 지주대에 따른 치밀골에 나타나는 Von-Mises 응력분포를 보여 준다. 동일 지주대에 대해서는 Veneering에 관계 없이 유사한 응력분포를 보여 주었다. 각 지주대에 대하여 치밀골에 나타나는 응력분포는 유사한 형태를 보인다, Titanium과 Gold Alloy 지주대를 사용할 경우 치밀골에 나타나는 응력이 Zirconium 지주대를 사용하는 것에 비해 약 8% 작게 나타났다. 치밀골에서의 최대 Von-Mises Stress는 인공치아와의 접촉부가 아니라 약간 안쪽에서 발생한다.

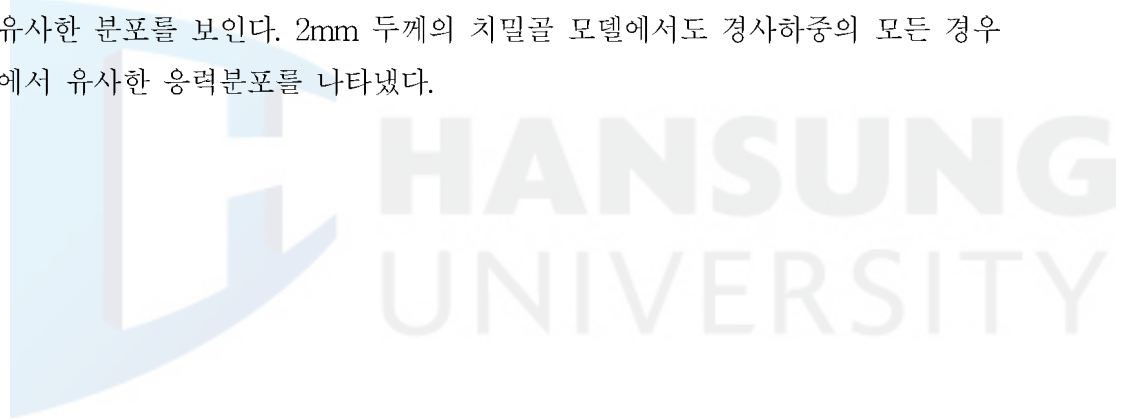
<그림 3-12>는 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Gold Alloy Veneering을 사용했을 때 경사하중 하에서 각 지주대에 따른 망상골에 나타나는 Von-Mises 응력분포를 보여 준다. 다른 하중형태에서와 같이 동일 지주대에 대해 Veneering 재료에 관계없이 망상골에서 유사한 응력분포를 보여 주었다. 지주대에 따른 응력분포나 인공치아의 하단부에 발생하는 최대 응력의 크기에 큰 차이가 없으나, Zirconia 지주대를 사용할 경우 인공치아와 접촉하는 망상골 상부나 하부에서 상대적으로 작은 응력분포가 발생함을 볼 수 있다.

<그림 3-13>은 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Titanium 지주대를 사용했을 때 경사하중 하에서 각 Veneering에 따른 상부 구조물에 나타나는 Von-Mises 응력분포를 나타낸다. 다른 Veneering에 비해 강성이 낮은 Acrylic Resin Veneering의 경우에 지주대에 응력집중 현상과 함께 큰 응력이 발생하며, 상대적으로 지주대 근처의 Veneering에 발생하는 응력은 작아졌다. 하중 작용점에서 Veneering에 나타나는 응력분포는 Veneering에 관계없이 거의 유사하게 나타났다. 인공치아와 지주대의 경계부에서 발생하는 응력은 Veneering 강성에 관계없이 유사하게 발생하였다.

<그림 3-14>은 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Gold alloy 지주대를 사용했을 때 경사하중 하에서 각 Veneering에 따른 상부 구조물에 나타나는

Von-Mises 응력분포를 보여 준다. Titanium 지주대를 사용했을 때와 같이 강성이 낮은 Acrylic Resin Veneering의 경우에 지주대에 응력집중 현상과 함께 큰 응력이 발생하며, 지주대 근처의 Veneering에 발생하는 응력은 감소하였다. Titanium 지주대의 경우와 같이 인공치아와 지주대의 경계부에서 발생하는 응력은 Veneering 강성에 관계없이 유사하게 나타났다.

1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Zirconia 지주대를 사용했을 때 경사하중 하에서 각 Veneering에 따른 상부 구조물에 나타나는 Von-Mises 응력분포가 <그림 3-15>에 나타나 있다. 여기서도 Veneering의 강성이 낮을 경우 즉, Acrylic Resin Veneering의 경우에 지주대에 응력집중 현상과 함께 큰 응력이 발생하며, 지주대 근처의 Veneering에 발생하는 응력은 감소하였다. <그림 3-13>, <그림 3-14>, <그림 3-15>에서 각 지주대에 대해 Acrylic resin veneering을 사용한 (d) 그림을 서로 비교하면 높은 강성의 지주대의 경우 지주대에 아주 큰 응력이 발생하는 것을 볼 수 있다. Zirconia 지주대에서도 인공치아와 지주대의 경계부에서 발생하는 응력은 Veneering 강성에 관계없이 유사한 분포를 보인다. 2mm 두께의 치밀골 모델에서도 경사하중의 모든 경우에서 유사한 응력분포를 나타냈다.

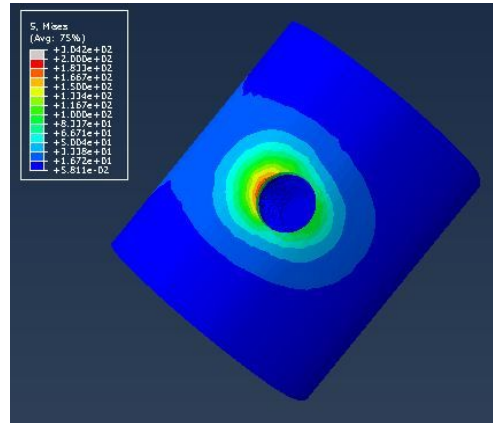


[표 3-5] 1.5mm 두께의 치밀골에 가해지는 경사하중에 대하여 Veneering과 지주대의 조합에 따른 골과 인공치아 시스템에 발생하는 응력

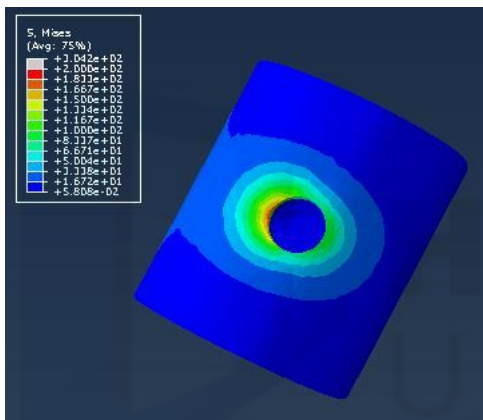
Abutments	Tissues and Prosthetic Materials		Veneering Materials			
			Gold Alloy (Mpa)	Porcelain (Mpa)	Composite resin (Mpa)	Acrylic resin (Mpa)
			Von-Mises stress	Von-Mises stress	Von-Mises stress	Von-Mises stress
Titanium	Cortical Bone	Max.	191.9	191.9	192.0	192.0
		C1	187.0	187.0	187.0	187.1
		C2	85.7	85.7	85.7	85.7
	Cancellous Bone		19.5	19.5	19.5	19.5
	Implant		598.0	598.0	598.1	598.4
	Abutment		1436.1	1436.1	1435.9	2006.8
	Veneering		361.7	385.3	386.6	249.6
Gold Alloy	Cortical Bone	Max.	191.4	191.4	191.4	191.5
		C1	185.8	185.8	185.9	186.0
		C2	86.0	86.0	86.0	86.0
	Cancellous Bone		19.5	19.5	19.5	19.5
	Implant		604.8	604.8	604.7	604.5
	Abutment		1495.7	1495.7	1495.6	1988.5
	Veneering		358.5	383.0	389.9	260.4
Zirconia	Cortical Bone	Max.	206.5	206.5	206.5	206.6
		C1	193.9	193.9	193.9	194.0
		C2	84.9	84.9	84.9	84.9
	Cancellous Bone		19.2	19.2	19.2	19.2
	Implant		548.7	548.7	548.9	549.2
	Abutment		1265.7	1265.5	1351.5	2950.3
	Veneering		411.0	432.7	356.0	165.9

[표 3-6] 2mm 두께의 치밀골에 가해지는 경사하중에 대하여 Veneering과 지주대의 조합에 따른 골과 인공치아 시스템에 발생하는 응력

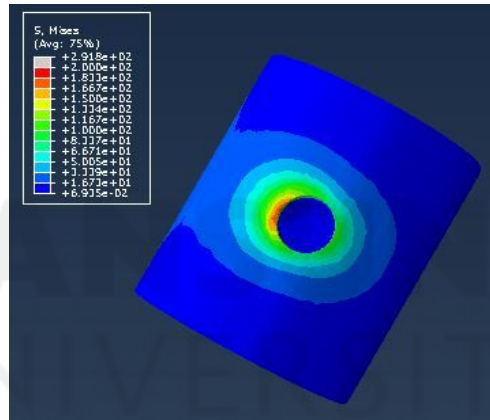
Abutments	Tissues and Prosthetic Materials		Veneering Material			
			Gold Alloy (Mpa)	Porcelain (Mpa)	Composite resin (Mpa)	Acrylic resin (Mpa)
			Von-Mises stress	Von-Mises stress	Von-Mises stress	Von-Mises stress
Titanium	Cortical Bone	Max.	183.6	183.6	183.7	183.8
		C1	147.3	147.3	147.4	147.5
		C2	75.8	75.8	75.8	75.8
	Cancellous Bone		19.9	19.9	19.9	19.9
	Implant		567.9	567.9	567.9	567.7
	Abutment		1277.5	1277.4	1276.3	2104.7
	Veneering		634.8	387.3	384.4	246.7
Gold Alloy	Cortical Bone	Max.	181.8	181.8	181.8	182.0
		C1	145.6	145.6	145.7	145.8
		C2	76.2	76.2	76.2	76.2
	Cancellous Bone		19.9	19.9	19.9	19.9
	Implant		582.3	582.3	582.2	582.1
	Abutment		1319.2	1319.1	1318.9	2078.9
	Veneering		361.5	384.9	387.9	257.8
Zirconia	Cortical Bone	Max.	178.8	178.8	178.9	178.9
		C1	143.6	143.6	143.7	143.7
		C2	71.5	71.5	71.5	71.5
	Cancellous Bone		20.1	20.1	20.1	20.1
	Implant		461.2	461.2	461.4	461.6
	Abutment		1331.2	1330.9	1400.5	3208.8
	Veneering		384.9	399.5	335.3	163.7



(a)

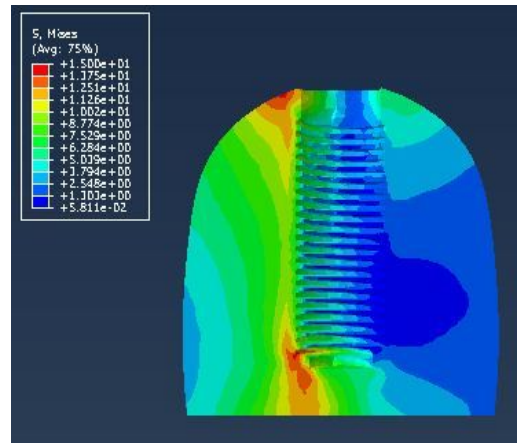


(b)

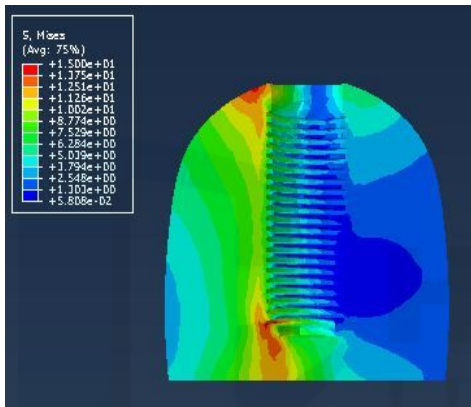


(c)

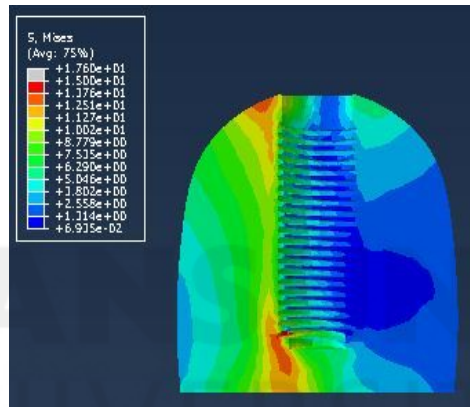
<그림 3-11> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Gold Alloy Veneering을 사용했을 때 경사하중 하에서 각 지주대에 따른 치밀골에 나타나는 Von-Mises 응력분포: (a) Titanium 지주대, (b) Gold Alloy 지주대, (c) Zirconia 지주대



(a)

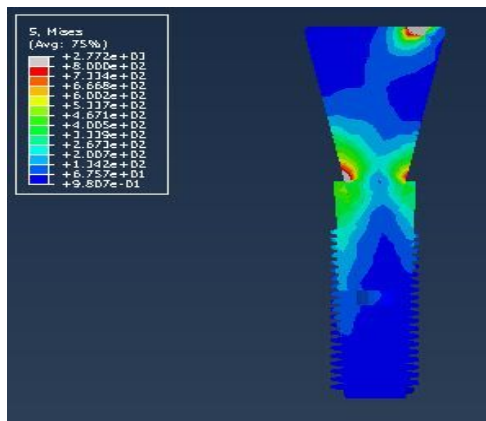


(b)

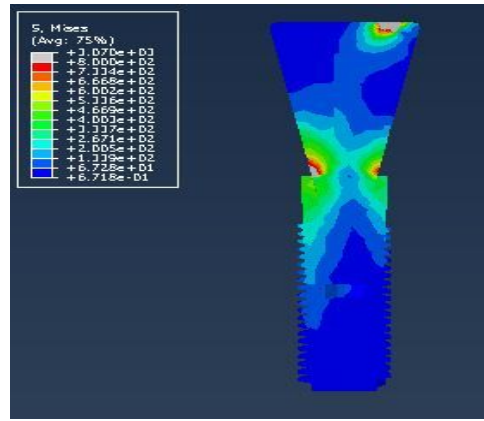


(c)

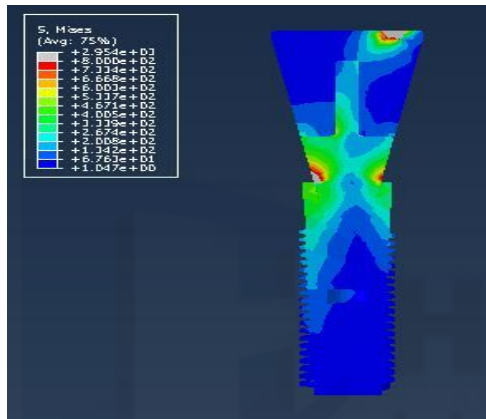
<그림 3-12> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Gold Alloy Veneering을 사용했을 때 경사하중 하에서 각 지주대에 따른 망상골에 나타나는 Von-Mises 응력분포: (a) Titanium 지주대, (b) Gold Alloy 지주대, (c) Zirconia 지주대



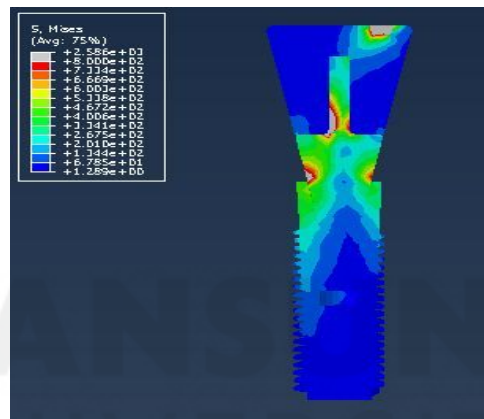
(a)



(b)

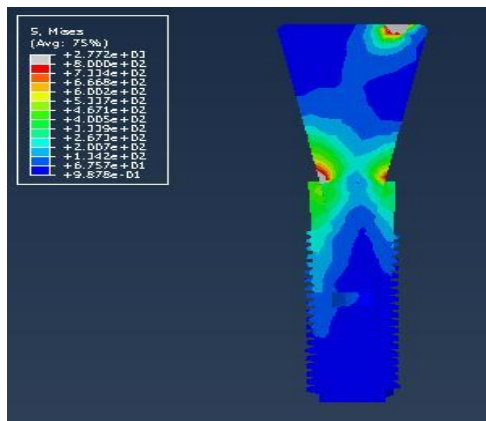


(c)

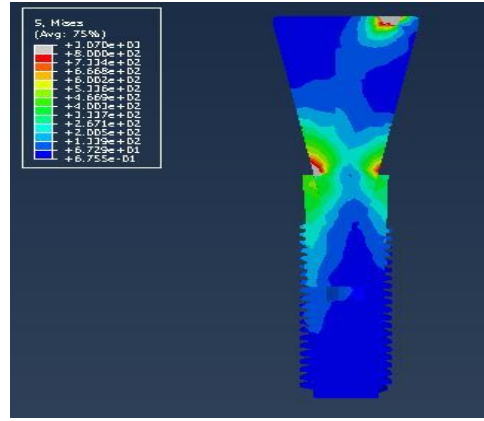


(d)

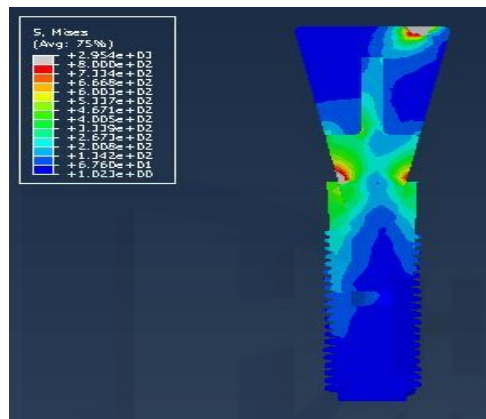
<그림 3-13>. 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Titanium 지주대를 사용했을 때 경사하중 하에서 각 Veneering에 따른 상부 구조물에 나타나는 Von-Mises 응력분포: (a) Gold alloy veneering, (b) Porcelain veneering, (c) Composite resin veneering, (d) Acrylic resin veneering



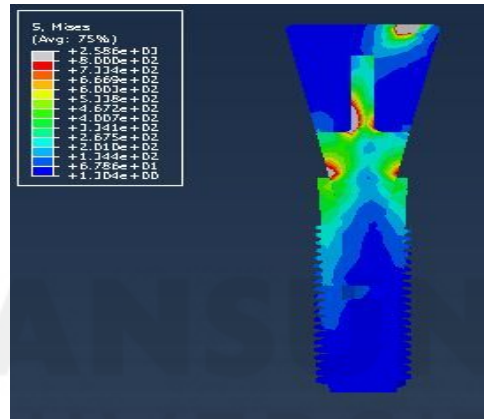
(a)



(b)

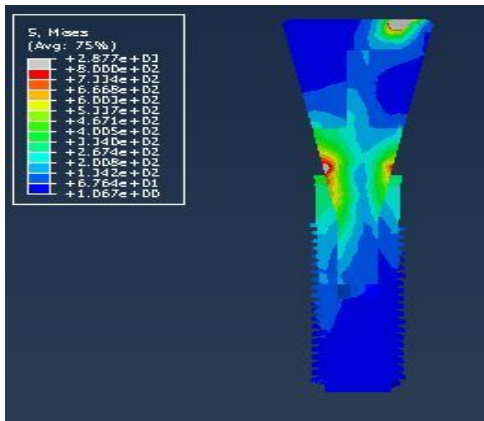


(c)

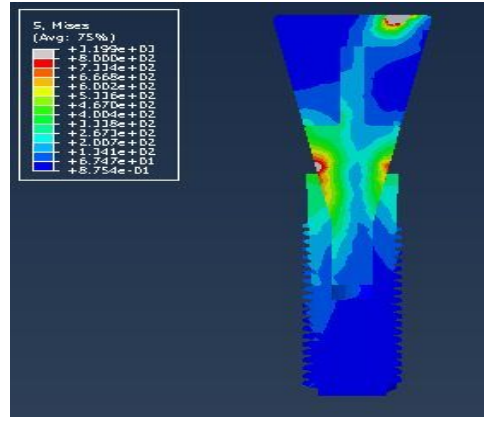


(d)

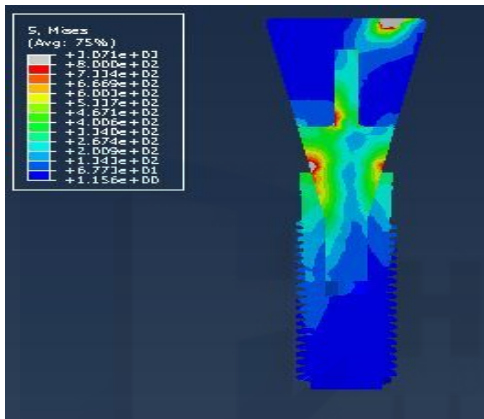
<그림 3-14> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Gold alloy 지주대를 사용했을 때 경사하중 하에서 각 Veneering에 따른 상부 구조물에 나타나는 Von-Mises 응력분포: (a) Gold alloy veneering, (b) Porcelain veneering, (c) Composite resin veneering, (d) Acrylic resin veneering



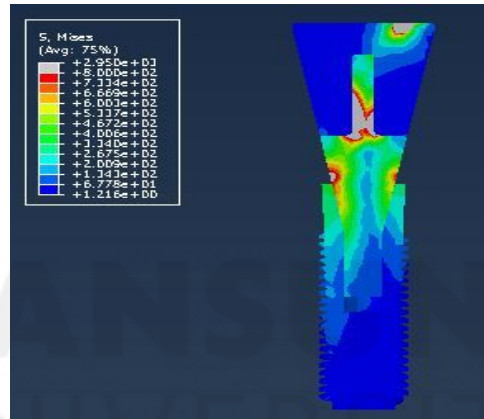
(a)



(b)



(c)



(d)

<그림 3-15> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 Zirconia 지주대를 사용했을 때 경사하중 하에서 각 Veneering에 따른 상부 구조물에 나타나는 Von-Mises 응력분포: (a) Gold alloy veneering, (b) Porcelain veneering, (c) Composite resin veneering, (d) Acrylic resin veneering

제 4 절 완충재가 있는 경우의 응답특성

[표 3-7], [표 3-8], [표 3-9]는 각각 1.5mm 두께의 치밀골에 가해지는 수직, 수평, 경사하중에 대하여 Titanium Abutment와 Composite resin Veneering의 조합에 완충재가 있을 경우의 골과 인공치아 시스템에 발생하는 Maximum Von-Mises stress를 보여준다. 2mm 두께의 치밀골에 가해지는 수직, 수평, 경사하중에 대한 완충재가 있는 경우의 Titanium Abutment 와 Composite resin Veneering의 조합에서도 1.5mm 두께의 치밀골에서 가해지는 Maximum Von-Mises 와 유사한 응력값을 보인다.

하중조건에 상관없이 치밀골과 망상골, 지주대에서는 완충재가 없을 경우와 완충재가 있는 경우가 유사한 응력값을 보인다. 치밀골에서는 수직하중, 수평하중, 경사하중에 대하여 Maximum Von-Mises stress는 각각 53.2MPa, 57.8MPa, 192.0MPa가 발생하며 망상골에서는 각 하중에 대하여 Maximum Von-Mises stress는 6.9MPa, 4.3MPa, 19.5MPa가 발생하며, 지주대에서의 Maximum Von-Mises stress 역시 각 하중에 대해서 445.1MPa, 536.5MPa, 1435.1MPa가 발생하였다.

하지만 완충재가 있는 경우 치밀골과 망상골에서는 변화가 없지만 완충재의 탄성계수가 1GPa 인 경우에는 지주대에 발생하는 Maximum Von-Mises stress가 각 하중에 대해 855.4MPa, 842.4MPa, 1873.9MPa 로 완충재의 탄성계수가 50GPa, 30GPa, 10GPa에서인 경우의 지주대에서 발생하는 Maximum Von-Mises stress가 더 높게 발생하였다.

Veneering에서는 수직하중 조건에 대하여 완충재가 없는 경우의 Maximum Von-Mises stress 인 218.2MPa 보다 50GPa, 30GPa, 10GPa, 1GPa 의 탄성계수를 사용한 완충재가 있는 경우 각 완충재에 대해 101.2MPa, 107.8MPa, 118.5MPa, 113.7MPa로 완충재가 없는 경우보다 Maximum Von-Mises stress가 낮게 발생하였고 수평하중 조건에 대해서도 완충재가 없는 경우의 Maximum Von-Mises stress인 177.3MPa 보다 각 탄성계수에 따른 완충재에 대해 17.6MPa, 75.4MPa, 85.1MPa, 76.3MPa로 더 낮게 발생하였으며 경사하중 조건에 대해서 역시 이와 유사한 양상을 보이며 386.6MPa 완충재가 없는

Maximum Von-Mises stress값보다 적은 140.1MPa, 148.0MPa, 176.8MPa, 162.9MPa가 발생하였다. 이는 완충재의 강성이 클수록 Veneering에 발생하는 Maximum Von-Mises stress가 낮아지는 것을 확인 할 수 있다.

<그림 3-16>, <그림 3-17>, <그림 3-18>은 수직하중 하에서 각각 완충재가 있는 경우, 완충재가 없는 경우에 발생하는 상부구조물, 망상골, 치밀골에 대한 응력분포를 보여준다. 망상골과 치밀골은 완충재의 유무나 강성에 관계없이 거의 유사하게 나타났으며, 상부구조물에서는 완충재의 강성이 클수록 Veneering에 발생하는 응력이 감소하는 것을 볼 수 있으며 완충재의 강성이 Veneering보다 작을 경우 지주대에 발생하는 응력이 더 크게 나타나는 것을 볼 수 있다.

<그림 3-19>, <그림 3-20>, <그림 3-21>는 수평하중 하에서 각각 완충재가 있는 경우, 완충재가 없는 경우에 발생하는 상부구조물, 망상골, 치밀골에 대한 응력분포를 보여준다. 수직하중조건과 마찬가지로 망상골과 치밀골은 완충재의 유무나 강성에 관계없이 거의 유사하게 나타났으며, 상부구조물에서는 완충재의 강성이 클수록 Veneering에 발생하는 응력이 감소하는 것을 볼 수 있으며 완충재의 강성이 Veneering 보다 작을 경우 지주대에 발생하는 응력이 더 크게 나타나는 것을 볼 수 있다.

<그림 3-13>,<그림 3-14>,<그림 3-15>은 경사하중 하에서 각각 완충재가 있는 경우, 완충재가 없는 경우에 발생하는 상부구조물, 망상골, 치밀골에 대한 응력분포를 보여준다. 수직하중조건과 수평하중 조건과 유사한 형태의 응력분포가 나타났으며, 상부구조물에서 완충재의 강성이 클수록 Veneering에 발생하는 응력이 감소하는 것을 볼 수 있으며 완충재의 강성이 작을 경우 지주대에 발생하는 응력이 더 크게 나타나는 것을 볼 수 있다.

[표 3-7] 1.5mm 두께의 치밀골에 가해지는 수직하중에 대하여 Titanium abutment와 Composite resin Veneering의 조합에 완충재가 있을 경우의 골과 인공치아 시스템에 발생하는 Von-mises stress

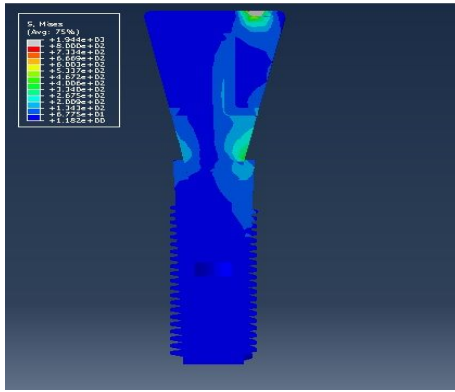
	No buffer (MPa)	Buffer = 50GPa (MPa)	Buffer = 30GPa (MPa)	Buffer = 10GPa (MPa)	Buffer = 1GPa (MPa)
Cortical	53.2	53.2	53.2	53.2	53.2
Cancellous	6.9	6.9	6.9	6.9	6.9
Abutment	445.1	445.2	445.2	445.1	855.4
Veneering	218.2	101.2	107.8	118.5	113.7
Buffer	.	163.8	152.2	121.3	75.2

[표 3-8] 1.5mm 두께의 치밀골에 가해지는 수평하중에 대하여 Titanium abutment와 Composite resin Veneering의 조합에 완충재가 있을 경우의 골과 인공치아 시스템에 발생하는 Von-mises stress

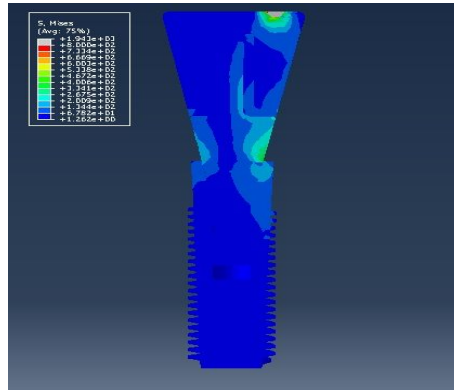
	No buffer (MPa)	Buffer = 50GPa (MPa)	Buffer = 30GPa (MPa)	Buffer = 10GPa (MPa)	Buffer = 1GPa (MPa)
Cortical	57.8	57.8	57.8	57.8	57.8
Cancellous	4.3	4.3	4.3	4.3	4.3
Abutment	536.5	536.5	536.5	536.6	842.4
Veneering	177.3	71.6	75.4	85.1	76.3
Buffer	.	124.5	116.6	93.9	53.2

[표 3-9] 1.5mm 두께의 치밀골에 가해지는 경사하중에 대하여 Titanium abutment와 Composite resin Veneering의 조합에 완충재가 있을 경우의 골과 인공치아 시스템에 발생하는 Von-mises stress

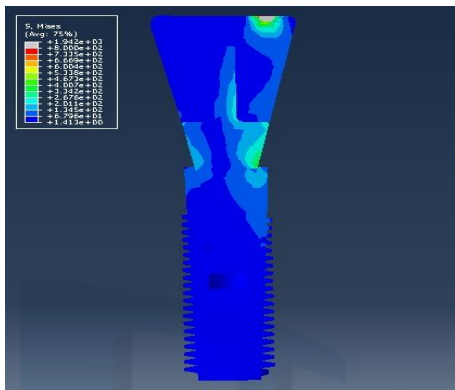
	No buffer (MPa)	Buffer = 50GPa (MPa)	Buffer = 30GPa (MPa)	Buffer = 10GPa (MPa)	Buffer = 1GPa (MPa)
Cortical	192.0	192.0	192.0	192.0	192.0
Cancellous	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5
Abutment	1435.9	1435.9	1435.9	1435.9	1873.9
Veneering	386.6	140.1	148.0	176.8	162.9
Buffer	.	307.6	237.9	191.2	106.6



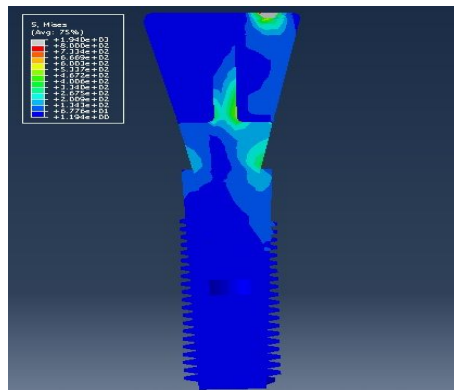
(a)



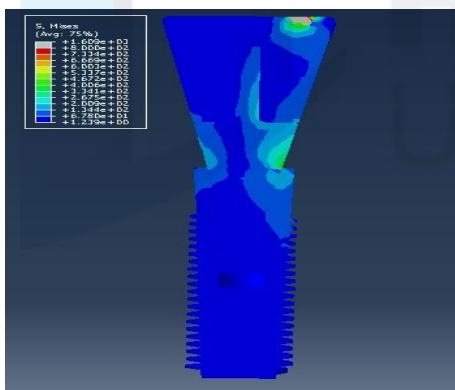
(b)



(c)

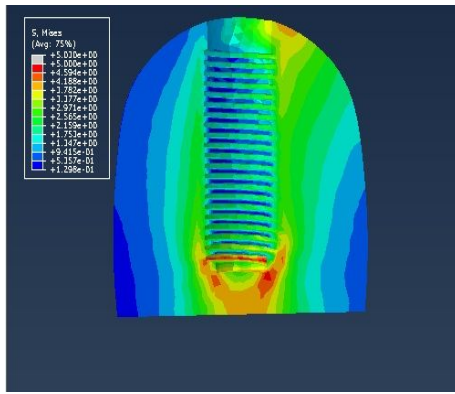


(d)

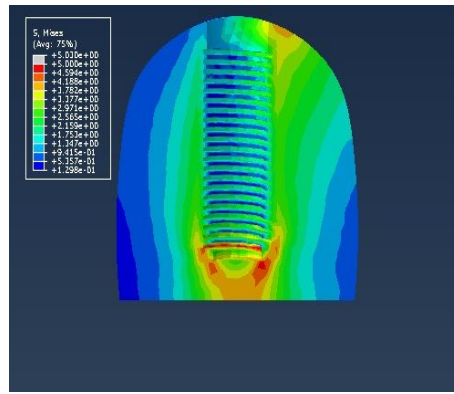


(e)

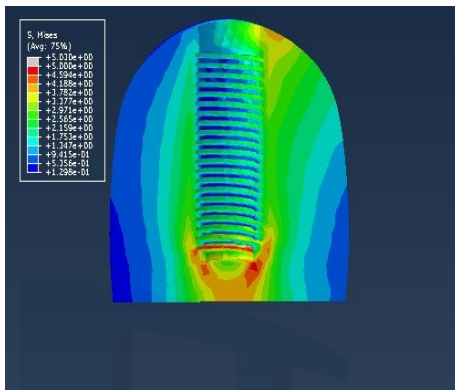
<그림 3-16> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 수직하중 하에 완충재가 있는 경우와 없는 경우에 상부구조물에 발생하는 Von-Mises 응력분포: (a) 50GPa 완충재 (b) 30GPa 완충재 (c) 10GPa 완충재 (d) 1GPa 완충재 (e) 완충재가 없는 경우



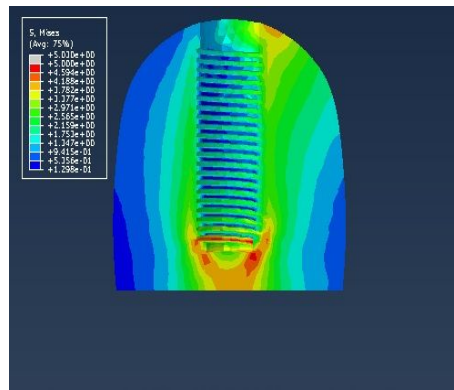
(a)



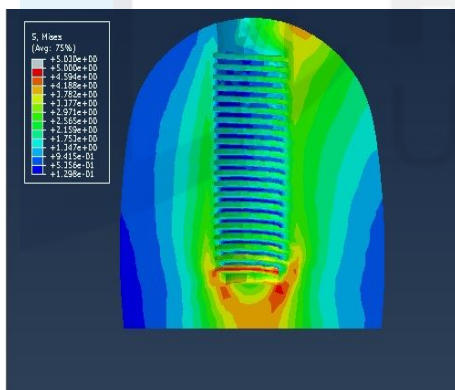
(b)



(c)

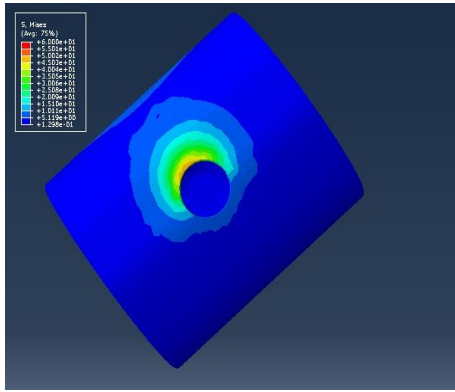


(d)

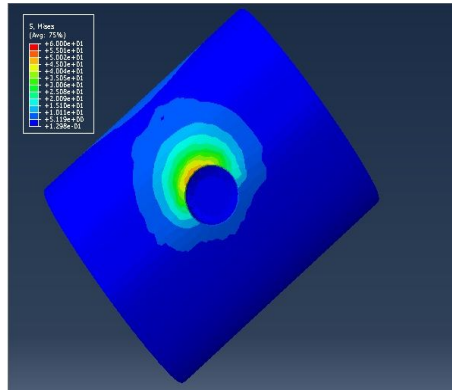


(e)

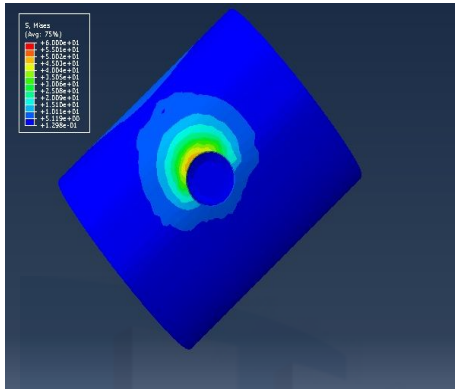
<그림 3-17> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 수직하중 하에 완충재가 있는 경우와 없는 경우에 망상골에 발생하는 Von-Mises 응력분포: (a) 50GPa 완충재 (b) 30GPa 완충재 (c) 10GPa 완충재 (d) 1GPa 완충재 (e) 완충재가 없는 경우



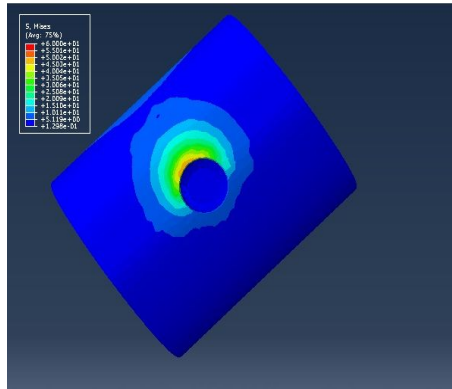
(a)



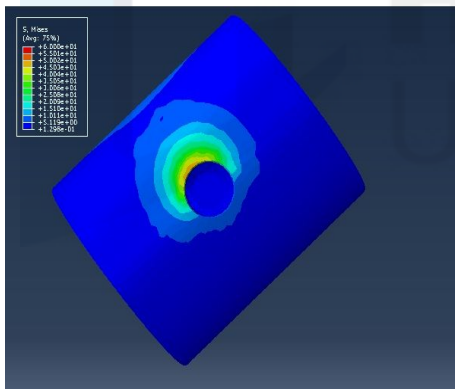
(b)



(c)

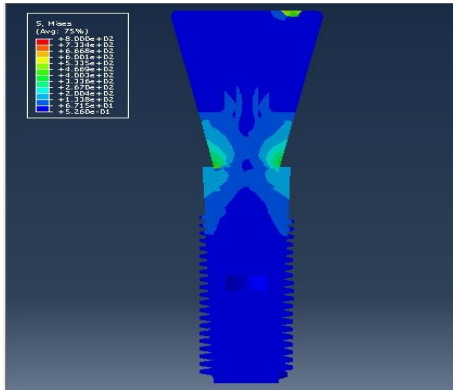


(d)

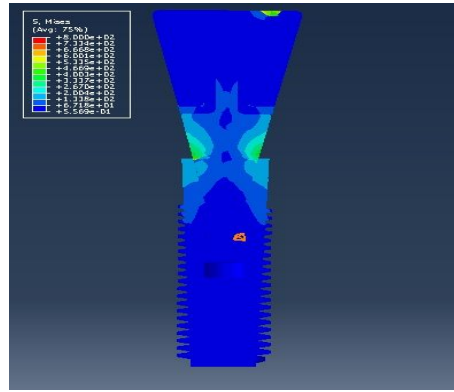


(e)

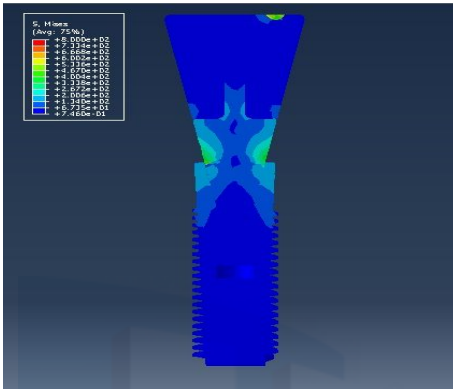
<그림 3-18> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 수직하중 하에 완충재가 있는 경우와 없는 경우에 치밀골에 발생하는 Von-Mises 응력분포:(a)50GPa 완충재 (b)30GPa 완충재 (c)10GPa 완충재 (d) 1GPa 완충재 (e) 완충재가 없는 경우



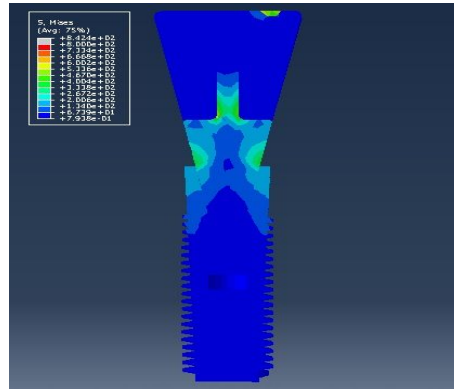
(a)



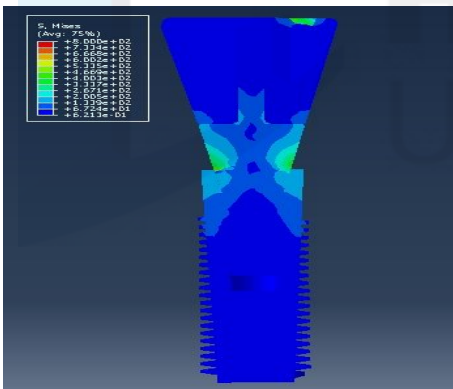
(b)



(c)

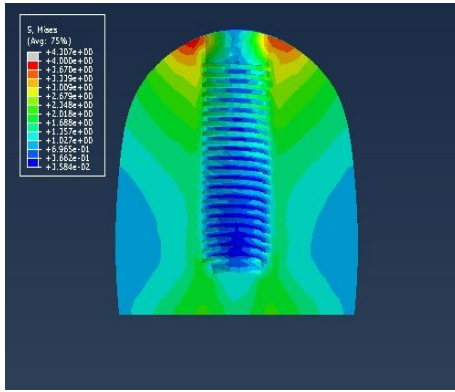


(d)

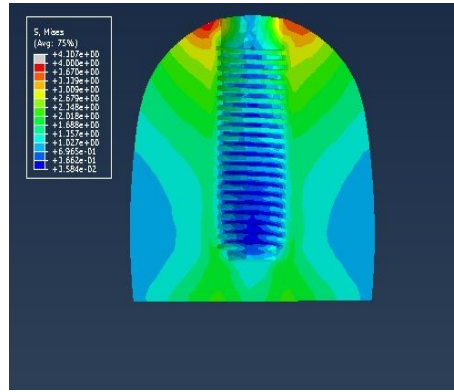


(e)

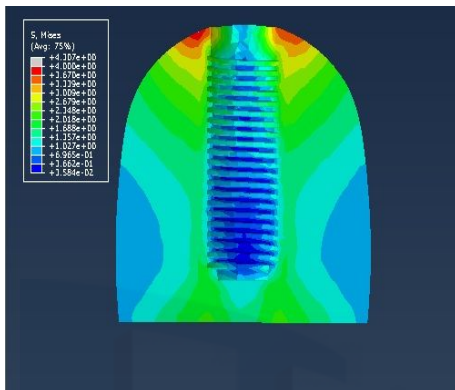
<그림 3-19> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 수평하중 하에 완충재가 있는 경우와 없는 경우에 상부구조물에 발생하는 Von-Mises 응력분포:(a)50GPa 완충재 (b)30GPa 완충재 (c)10GPa 완충재 (d) 1GPa 완충재 (e) 완충재가 없는 경우



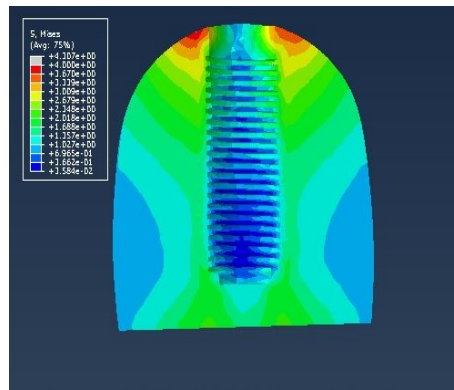
(a)



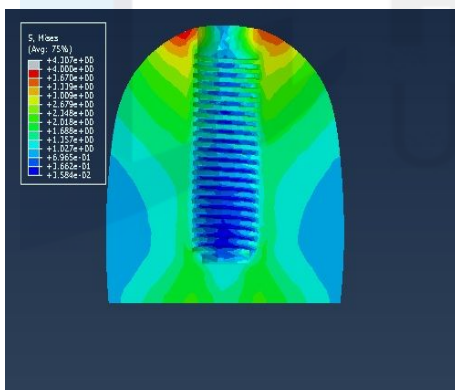
(b)



(c)

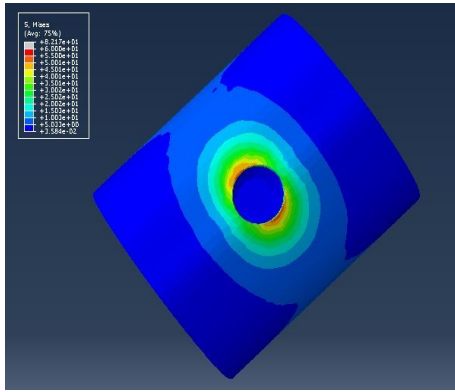


(d)

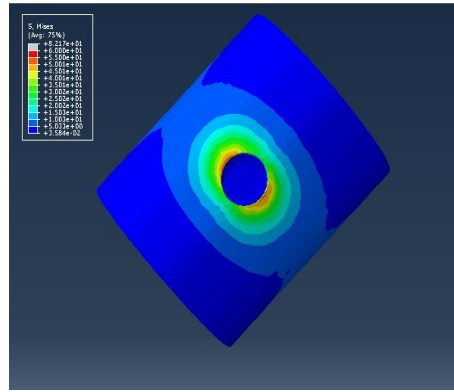


(e)

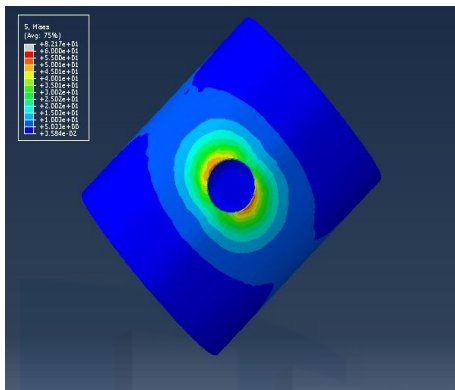
<그림 3-20> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 수평하중 하에 완충재가 있는 경우와 없는 경우에 망상골에 발생하는 Von-Mises 응력분포:(a)50GPa 완충재 (b)30GPa 완충재 (c)10GPa 완충재 (d) 1GPa 완충재 (e) 완충재가 없는 경우



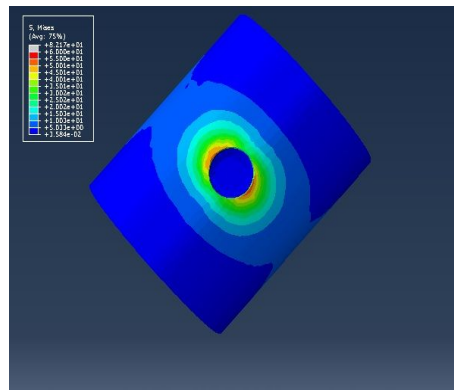
(a)



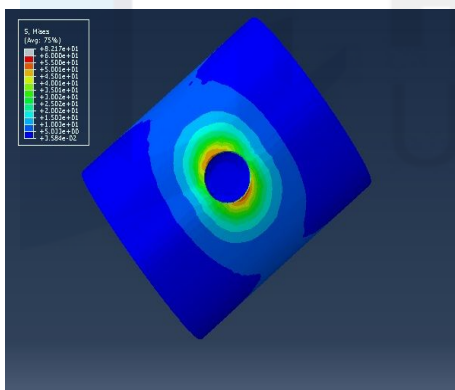
(b)



(c)

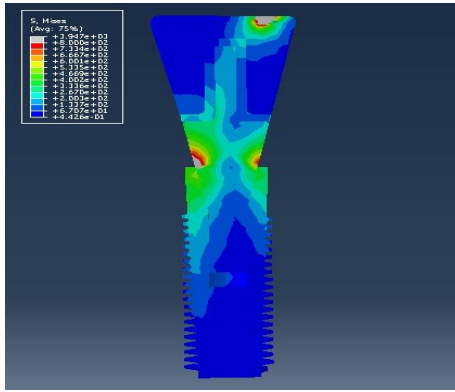


(d)

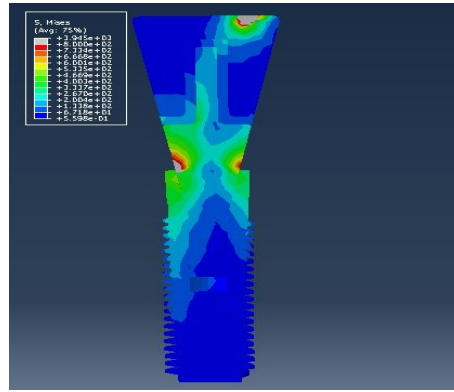


(e)

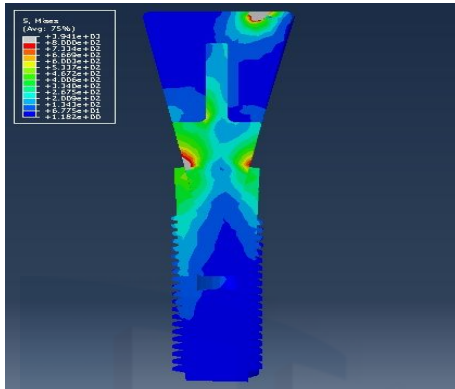
<그림 3-21> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 수평하중 하에 완충재가 있는 경우와 없는 경우에 치밀골에 발생하는 Von-Mises 응력분포: (a) 50 GPa 완충재 (b) 30 GPa 완충재 (c) 10 GPa 완충재 (d) 1 GPa 완충재 (e) 완충재가 없는 경우



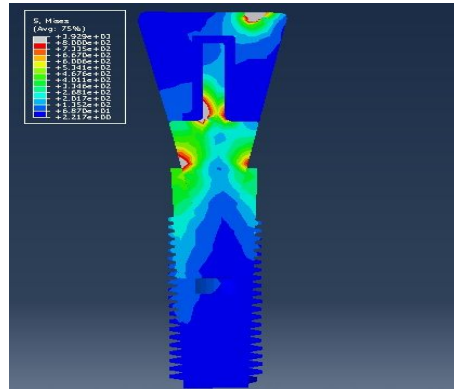
(a)



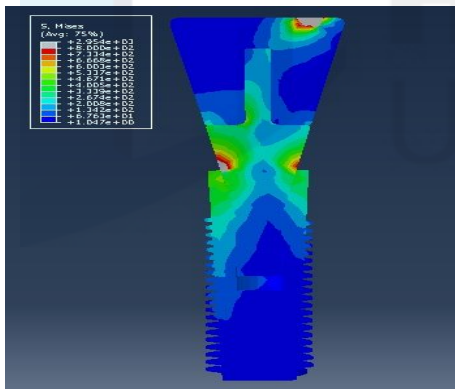
(b)



(c)

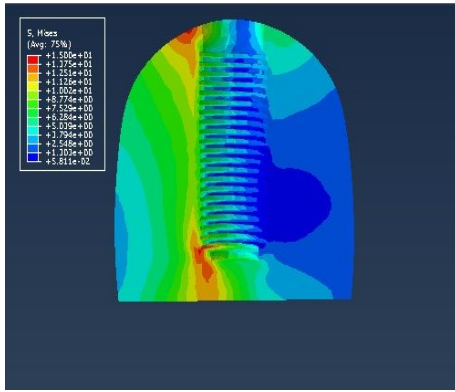


(d)

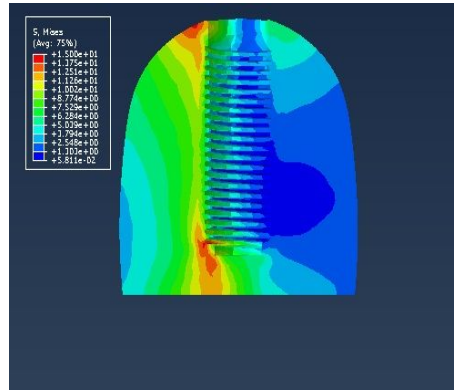


(e)

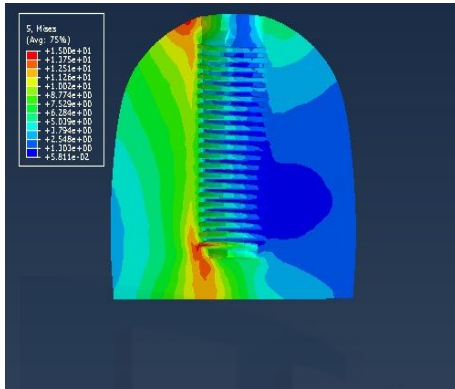
<그림 3-22> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 경사하중 하에 완충재가 있는 경우와 없는 경우에 상부구조물에 발생하는 Von-Mises 응력분포:(a)50GPa 완충재 (b)30GPa 완충재 (c)10GPa 완충재 (d) 1GPa 완충재 (e) 완충재가 없는 경우



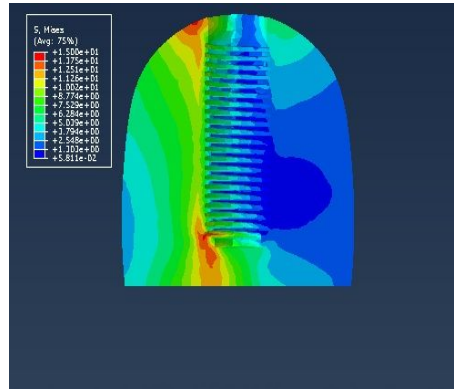
(a)



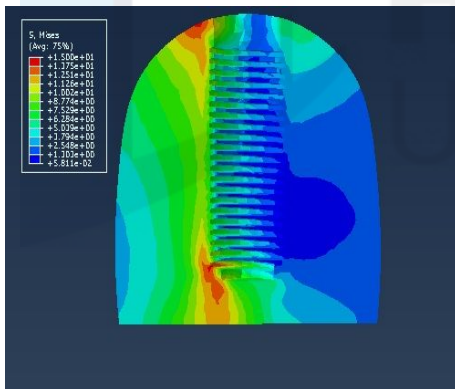
(b)



(c)

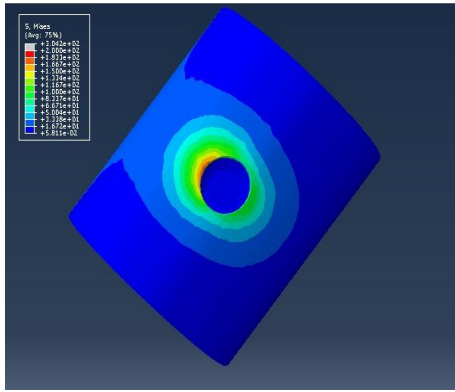


(d)

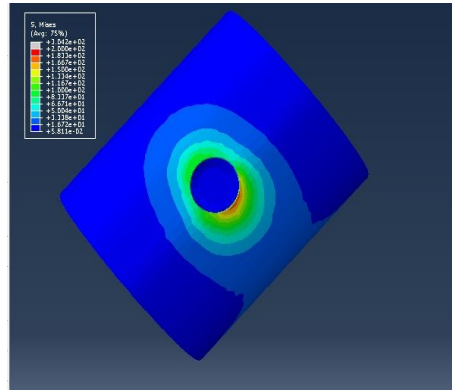


(e)

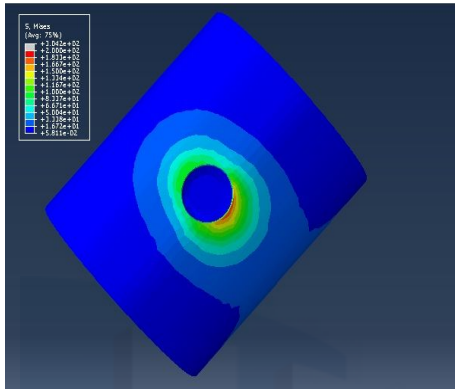
<그림 3-23> 1.5mm 두께의 치밀골 모델에서 경사하중 하에 완충재가 있는 경우와 없는 경우에 망상골에 발생하는 Von-Mises 응력분포: (a) 50GPa 완충재 (b) 30GPa 완충재 (c) 10GPa 완충재 (d) 1GPa 완충재 (e) 완충재가 없는 경우



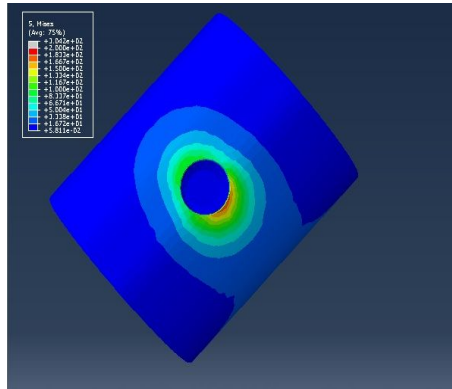
(a)



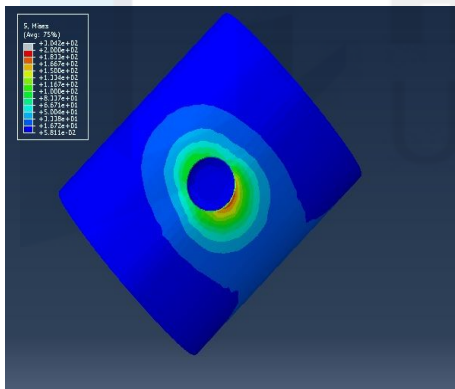
(b)



(c)



(d)



(e)

<그림 3-24> 1.5mm 두께의 칩밀골 모델에서 경사하중 하에 완충재가 있는 경우와 없는 경우에 칩밀골에 발생하는 Von-Mises 응력분포:(a)50GPa 완충재 (b)30GPa 완충재 (c)10GPa 완충재 (d) 1GPa 완충재 (e) 완충재가 없는 경우

제 4 장 고 찰

치밀골이나 망상골에 발생하는 응력은 수평하중이나 경사하중의 경우 Veneering과 지주대의 강성에 관계없이 거의 일정하게 나타났다. 이는 기존의 연구결과와 일치하고 있다[4, 14, 38]. 수직하중의 경우에는 Veneering에 상관없이 치밀골에 발생하는 Maximum Von-Mises Stress가 Titanium 지주대를 사용했을 때 53.2MPa, Gold Alloy 지주대를 사용했을 때 62.8MPa, Zirconia 지주대를 사용했을 때 57.6MPa로 Titanium 지주대를 사용했을 때 가장 적은 응력이 치밀골에 발생하였다. 골에 발생하는 응력만을 고려한다면 Veneering 재료에 상관없이 Titanium 지주대를 사용하는 것이 효과가 있다. 실제 인공치아 시스템에서는 두 요소 사이가 결합되어 있지 않고, 일정한 마찰력으로 결합이 유지되므로 이 조건을 고려한다면 해석결과에 약간의 오차가 발생할 수 있다. 사용된 지주대의 강성이 Veneering 보다 높기 때문에 작용하는 하중의 상당 부분이 지주대에 의해 지지가 되어 인공치아나 치밀골, 망상골로 전달이 되지 않은 것으로 보인다. 지주대의 강성이 높은 Zirconia의 경우 이 효과가 가장 높게 나타나기 때문이다.

기존 연구에서 치밀골의 항복강도는 130MPa, 압축강도는 167MPa, 인장강도는 121MPa, 망상골의 항복강도는 밀도에 따라 1.9MPa에서 6.1MPa까지 변하는 것으로 보고되어 있다[39, 40]. 골의 경우 어느 정도 연성을 가지므로 골의 항복강도와 주어진 하중 하에서 발생하는 Maximum Von-Mises Stress를 비교해보면 골의 파손을 추정할 수 있다. 수평 및 수직하중의 경우 치밀골에 발생하는 최대 Von-Mises Stress는 57.8MPa, 망상골에 나타나는 최대 Von-Mises Stress는 7.0MPa로 치밀골의 경우는 골이 파손에 이르기까지 아직 여유가 있으나 망상골의 경우 파손에 거의 근접하고 있다. Hassler 등에 따르면 1.8MPa에서 인공치아 주위의 골성장이 제일 활발하게 일어나기 때문에[41] 본 연구에서의 응력값은 상당히 높은 상태를 나타내고 있다. 1000N의 경사하중의 경우 치밀골에 발생하는 최대 Von-Mises Stress는 206.5MPa, 망상골에 나타나는 최대 Von-Mises Stress는 20.1MPa으로 이 하중상태는 골의

파손을 발생시키기에 충분하다.

수직하중의 경우 치밀골이 1.5mm에서 2mm로 두꺼워지면 각 지주대에 대해 치밀골과 망상골에 발생하는 Maximum Von-Mises Stress은 최대 13%까지 감소한다. 이는 상대적으로 두꺼운 치밀골이 더 많은 수직하중을 견디며, 또한 수직하중의 경우 응력이 고르게 분포되기 때문이다. 반면, 수평하중이나 경사하중에서는 각 지주대에 대해 치밀골과 망상골에 발생하는 Maximum Von-Mises Stress의 감소가 최대 5%로 나타났다. 이는 상기 하중들이 주로 굽힘하중 형태로 작용하여 인공치아 시스템이나 주위 골에 큰 응력을 유도하므로 치밀골의 두께가 응력을 더 많이 전달하는 역할을 하지 못하는 것을 의미한다.

저작 시 발생할 수 있는 충격하중을 고려하면 강성이 높은 상부 구조물은 더 많은 응력을 골에 전달하게 된다[4]. 이 경우 낮은 강성의 Veneering 즉 Acrylic Resin이 유리하다. 하지만, 낮은 강성의 Veneering 재료를 사용할수록 Veneering에 발생하는 응력은 낮아지고 지주대에 발생하는 응력은 커지는데 이는 낮은 강성의 Veneering이 하중지지 능력이 저하되어, 상대적으로 강성이 높은 지주대에 의해 하중이 지지되기 때문이다.

낮은 강성의 Acrylic Resin을 사용할 경우 1.5mm 두께 치밀골 모델의 Titanium 지주대에서 발생하는 최대 Von-Mises Stress는 수직하중에서 948.2MPa, 수평하중에서 870.8MPa, 경사하중에서 2006.8MPa이고, Gold Alloy 지주대에서 발생하는 최대 Von-Mises Stress는 수직하중에서 935.4MPa, 수평하중에서 844.7MPa, 경사하중에서 1988.5MPa이며, Zirconia 지주대에서 발생하는 최대 Von-Mises Stress는 수직하중에서 1487.3MPa, 수평하중에서 1403.3MPa, 경사하중에서 2950.3MPa으로 나타났다. 이는 문헌에서 보고된 Zirconia의 압축 항복강도인 780MPa, Gold Alloy의 인장강도인 359-385MPa, Titanium의 항복강도인 830MPa 보다[42, 43] 훨씬 높아 모든 하중환경에서 응력이 집중된 지주대의 파손 가능성이 높아진다. 본 연구에서 수행한 정하중 하에서도 지주대에 상기한 높은 응력이 유도되었으며 충격하중을 고려하면 지주대에 더 큰 응력상태가 발생할 것이다.

또한, 1.5mm 두께 치밀골 모델에서 Titanium 지주대와 Acrylic Resin을

사용한 경우 Veneering에서 발생하는 최대 Von-Mises Stress는 경사하중에서 249.6MPa이고, Gold Alloy 지주대와 Acrylic Resin을 사용한 경우 Veneering에서 발생하는 최대 Von-Mises Stress는 경사하중에서 260.4MPa이며, Zirconia 지주대와 Acrylic Resin을 사용한 경우 Veneering에서 발생하는 최대 Von-Mises Stress는 경사하중에서 165.9MPa이다. 이는 Acrylic Resin의 압축 항복강도 76MPa-131MPa 보다[44] 높아 정하중 상태에서도 Acrylic Resin Veneering의 파손을 일으킬 수 있다.

반면, Veneering으로 Composite Resin을 사용한 1.5mm 두께의 모델에 대해, Veneering에서 발생하는 최대 Von-Mises Stress는 수직하중에서 254.5MPa이고, 수평하중에서 177.9MPa이며, 경사하중에서 389.9MPa이다. 이를 Composite Resin의 압축 항복강도 299MPa[45]와 비교하면, 본 연구에서 적용한 비교적 큰 1000N의 경사하중에서만 파손이 일어날 가능성이 있고, 수직 및 수평하중에서는 파손이 발생하지 않을 것이다. 따라서, 충격현상을 고려하면 Veneering으로 파손을 피할 수 있는 Composite Resin이 적절하며, 수직하중의 경우에는 Veneering에 상관없이 Titanium 지주대를 사용했을 때 가장 적은 응력이 골에 발생한 결과를 함께 고려하면 Titanium 지주대와 Composite Resin Veneering의 조합이 가장 적합해 보인다.

또한, Composite resin Veneering 과 Titanium Abutment를 사용하였을 경우 두 구조물 사이에 완충재를 사용하면 치밀골과 망상골에는 완충재가 없는 것과 비슷한 양상을 보이나 완충재의 탄성계수가 클수록 Veneering에 발생하는 응력이 감소하는 것을 볼수 있고, 완충재의 탄성계수가 너무 작을 경우 Abutment에 높은 응력을 발생시켜 Abutment의 파손을 야기할 수 있다.

인공치아 시스템에서 사용되는 재료를 적절히 선택하면 인공치아와 주변 골에 전달되는 하중을 최소화시켜 인공치아의 장기 생존율을 높일 수 있을 것이다. 각각의 Veneering 재료에 대해 정확한 해석을 하기에는 아직 한계가 있으므로 본 연구에서와 같이 특정 인공치아 모델에 대하여 여러 경계면에서 단순화된 가정이나 경계조건 및 하중조건의 제약 하에서 이루어진 정하중 해석 결과를 참고로 할 수 밖에 없다. Acrylic Resin Veneering의 경우 충격하중을 줄여주는 효과가 있으나 수분흡수율이 높아 Veneering 자체의 파손이나, 하중

을 많이 받는 지주대의 파손을 야기할 수 있다. Porcelain Veneering은 높은 탄성계수를 가져 응력을 많이 지지하나 동하중이나 충격하중 작용시 주변 골로 직접 전달되는 단점이 있다. Gold Alloy Veneering도 높은 탄성계수로 인해 Porcelain과 비슷한 문제점을 가지고 있으며, 또한 특유의 고유한 색으로 인해 심미적인 단점이 있다. 반면, Composite Resin Veneering은 파손의 위험이 없이 하부 구조물 및 주변 골로 전달하는 응력이 크지 않으며, 사용이 편리하고 심미적인 효과가 있으며, 또한 지주대와의 부착력이 높은 장점이 있다. 현재 기존 Composite Resin의 탄성을 증가시키기 위해 유리입자가 함유된 Resin이 연구되고 있어 이 재료의 물성의 향상이 기대된다.



제 5 장 결 론

본 연구에서는 Gold alloy, Porcelain, Composite resin, Acrylic resin의 Veneering 물질과 Titanium, Gold alloy, Zirconia 지주대의 상부 구조물 조합에 대해 3차원 유한요소 해석법으로 선형 탄성해석을 수행하였다. 500N의 수직하중, 140N의 수평하중, 수직축으로부터 30° Lingual 방향으로 기울어진 1000N의 경사하중 세 가지 형태의 하중에 대해 해석을 수행하여 다음과 같은 결론을 도출하였다.

- 1) Veneering 재료의 강성에 관계없이 특정 지주대는 골에 유사한 응력상태를 유도한다.
- 2) 수직하중의 경우 Veneering 재료의 강성에 관계없이 Titanium 지주대가 치밀골 및 망상골에 가장 작은 응력을 발생시킨다.
- 2) 강성이 낮은 Acrylic Resin을 사용할 경우 지주대에 높은 응력을 유발하여 지주대의 파손이나 낮은 강성인 Veneering의 파손이 발생할 수 있다.
- 3) Veneering 재료의 강도와 골에 발생하는 응력 분포 및 크기의 비교분석을 통해 Composite Resin Veneering과 Titanium 지주대의 조합이 가장 적합한 것으로 판단된다.
- 4) Composite resin Veneering 과 Titanium 지주대의 조합에서 두 재료 사이에 완충재를 사용할 경우 강성이 클수록 Veneering에 발생하는 응력이 작아진다.
- 5) 완충재의 강성이 너무 작은 것을 사용 할 경우 지주대에 높은 응력을 유발하여 지주대의 파손이 발생할 수 있다.

【참고문헌】

- [1] Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses. In: Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence 1985:93 - 94
- [2] Koolstra JH, Eijden JV, Weijs WA, Naeije M, A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite force. J Biomech 1988;21:563-576
- [3] Matsusita Y, Kitoh M, Mizuta K, Ikeda H, Suetsugu T. Two-dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution. J Oral Implantol 1990;16:611-619
- [4] Ciftci Y. Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15:571-582
- [5] Meijer HIA, Kuiper JH, Stamans FJM, Bosman F. Stress distribution around dental implants: Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. J Prosthet Dent 1992;68:96-102
- [6] Kregzde M. A method of selecting the best implant prosthesis design option using three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 1993;8:662-673
- [7] Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. Int J Oral Maxillofac Implants 1988;3:85-97
- [8] Van Rossen IP, Braack LH, Putter C, Groot K. Stress-absorbing elements in dental implants. J Prosthet Dent 1990;64:198-205
- [9] Sertgoz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. Int J Prosthodont 1997;10:19-27
- [10] Tripodakis APD, Strub JR, Kappert HF, Witkowski S. Strength and mode of failure of single implant all-ceramic abutment restorations under static load. Int J Prosthodont 1995;8:265-272

- [11] Capman RJ, Kirsch A. Variation in occlusal forces with a resilient internal implant shock absorber. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:369-374
- [12] Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;49:843-848
- [13] Gracis SE, Nicholls JJ, Chalupnik JD et al. Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implant. *Int J Prosthodont* 1991;4:282-291
- [14] Stegariou R, Sato T, Kusakari H et al. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants : a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:82-90
- [15] Ciftci Y, Canay S. Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials. *Int J Prosthodont* 2001;14:406-411
- [16] Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *J Dent Res* 1976;55:772-7
- [17] Atmaram GH, Mohammed H. Stress analysis of single-tooth implant. I. Effect of elastic parameters and geometry of implant. *Implantologist* 1983-84;3:24-29
- [18] Atmaram GH, Mohammed H. Stress analysis of single-tooth implant. II. Effect of implant root-length variation and pseudo periodontal ligament incorporation. *Implantologist* 1983-84;3:58-62
- [19] Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res* 1983;62:155-159
- [20] Cook SD, Weinstein AM, Klawitter JJ. A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant. *J Dent Res* 1982;61:25-29
- [21] Meroueh KA, Watanabe F, Mentag PJ. Finite element analysis of

partially edentulous mandible rehabilitated with an osteointegrated cylindrical implant. *J Oral Implantol* 1987;13:215-238

[22] Koriath TW, Versluis A. Modelling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element(FE) analysis. *Crit Rev Oral Biol Med* 1997;8:90-104

[23] Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, De Cooman M, et al. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clin Oral Implants Res* 1998;9:407-418

[24] Kayak JH, Meagher JM, Skinner HB, Mote CD. Automated three-dimensional finite element modeling of bone: a new method. *J Biomed eng* 1990;12:389-397

[25] Cahoon P, Hannam AG. Interactive modeling environment for craniofacial reconstruction. Visual data exploration and analysis. *SPIE Proc* 1994;2178:206-215

[26] Babier L, Vander Sloten J, Krezesinski E, et al. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *J Oral Rehabil* 1998;25:847-858

[27] Cooling EW. The physical metallurgy of titanium alloys, Metals Park(OH): American Society for Metals;1984

[28] Lewinstein I, Banks-Sills L, Eliasi R. Finite element analysis of new system(IL) for supporting an implant-retained cantilever prosthesis. *Int J Oral MAXillofac Implants* 1995;25:847-858

[29] Sakaguichi RJ, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:295-302

[30] Imanishi A, Nakamura T, Ohyama T, et al. 3-D finite element analysis of all-ceramic posterior crowns. *J Oral Rehabil* 2003;30:818-822

[31] Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *I Prosthet Dent*

1996;76:140-144

[32] Teixeira ER, Sato Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. 1998;25:299-303

[33] O'Mahony A, Bowles Q, Woolsey G, et al. Stress distribution in the single-unit osseointegrated dental implant: finite element analyses of axial and Off-axial loading. *Implant Dent* 2000;9:207-218

[34] Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9:149-160

[35] Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:529-536

[36] Versluis A, Koriath TW, Cardoso AC. Numerical analysis of a dental implant system overloaded with a washer. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:337-341

[37] Vincentelli R, Grigorov M. The effect of Haversian remodelling on the tensile properties of human cortical bone. *J Biomech* 1985;18:201-207

[38] Assuncao WG, Gomes EA, Barao VAR, Delben JA, et al. Effect of superstructure materials and misfit on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: A finite element analysis. *J Craniofac Surgery* 2010;21:689-695

[39] O'Brien JW. *Dental Materials and their Selection*, ed 2. Chicago: Quintessence 1997:383, 387

[40] Marie-Christine H, Jae YR, Richard BA. Anatomical variation of human cancellous bone mechanical properties in vitro. *Bone Research in Biomechanics*. IOS Press 1997:157-173

[41] Hassler CR, Rybicki EF, Cummings KD, Clark LC. Quantification of compressive stress and its effects on bone remodelling [proceedings]. *Bull Hosp Bone Joint Dis* 1977;38:90-93

- [42] Thomas DM, Ann MG, Katherine ST, Gabriele GN. A Biologically active ceramic material with enduring strength. Encyclopedic handbook of Biomaterials and Bioengineering Part A 1995:1413-1427
- [43] Joel DB, Linda CL, Berit IJ. In vitro and in vivo evaluation of base metal dental casting alloys. Encyclopedic handbook of Biomaterials and Bioengineering Part B 1995:1754
- [44] Haruyuki K. Biomaterials for dental implants. Encyclopedic handbook of Biomaterials and Bioengineering Part B 1995:1495
- [45] Modern Plastics Encyclopedia. McGraw Hill. New York 1980;57:533



ABSTRACT

A study for the effect of material properties on the stress distribution in dental implant system

Sim, Bo-Kyun

Major in Mechanical Systems

Engineering

Dept. of Mechanical Systems

Engineering

Graduate School, Hansung University

The stress distribution occurred in the surrounding bones by the mastication force greatly influences on the biomechanical function of dental implant system. A large misfit in the stiffness between the bone and the implant yields a stress concentration or stress shielding effect, and this may lead to bone resorption and subsequent loss of the implant. In this respect, an implant of a similar stiffness with the surrounding bones might be recommended, but this can cause the early structural failure of the implant system.

Thus, veneering materials that can absorb shock and distribute the mastication force would reduce stresses on the implants and their supporting osseous structure. The present research based on these concepts is looking for the best combination of material properties between superstructures using 3-dimensional finite element method (FEM, Finite Element Method) and linear static analysis. I applied four

different materials of veneering and three different Abutments. The stress distribution in the surrounding bones and von-Mises stress occurred in the implant system are considered in the determination of the best combinations in the material properties between superstructures. It is also investigated how the presence of shock absorbing layer affects the stress distribution in the bones and superstructures. In this research, the materials of Gold alloy, Porcelain, Composite resin, and Acrylic resin for veneering and the materials of Titanium, Gold alloy, and Zirconia for abutment were used. Using the three types of loading conditions, vertical load of 500N, horizontal load of 140N, and 30° inclined load of 1000N in the direction of the lingual from the vertical axis, the following conclusions were obtained.

Regardless of the stiffness of the veneering material, a specific abutment induced a similar stress distribution in the bones, and for the vertical load, titanium abutment caused the lowest stress state in the cortical and cancellous bone. The acrylic resin veneering of low stiffness induced the high stress state on abutment, thus the failure of the abutment or veneering itself can be caused. The combination of composite resin veneering and titanium abutment is considered as the most appropriate from the comparison of the strength of veneering and the stress distribution and its magnitude occurred in the bones. In the presence of shock absorbing layer, the layer of low stiffness induced a high stress state in abutment, therefore the layer of intermediate stiffness between the veneering and the abutment might be most effective in the stress distribution in the superstructures.