위축된 상악골 후방부에 골이식을 배제한 짧은 임플란트 식립에 대한 3차원 유한요소법적 연구

연세대학교 대학원

치의학과

김 세 중

위축된 상악골 후방부에 골이식을 배제한 짧은 임플란트 식립에 대한 3차원 유한요소법적 연구

지도 이 근 우 교수

이 논문을 박사 학위논문으로 제출함

2009년 12월 일

연세대학교 대학원

치의학과

김 세 중

김세중의 박사 학위논문을 인준함

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

연세대학교 대학원

2009년 12월 일

감사의 글

감사합니다.

지금까지 인도하신 하나님께 감사합니다.

대학원 입학 후 오랜 시간동안 기다려주시고 격려해주신 이근우 지도교수님께 진심으로 감사드립니다. 생소한 유한요소법 연구를 할 수 있도록 배려해주신 김한성 교수님과 바쁘신 중에도 자상한 조언으로 많은 가르침을 주신 김경남 교수님, 조규성 교수님, 문홍석 교수님, 그리고 심준성 교수님께도 깊이 감사드립니다. 연구과정이 벅차 힘들어할 때 참고자료도 챙겨주시고 용기를 북돋워 주신 김종관 교수님께 감사드립니다.

공동연구를 진행하면서 최선을 다해 도와주시고 인간적인 감명을 주신 우대곤 선생님, 김치훈 선생님께 진심으로 감사드립니다.

지금까지 저를 양육하시고 후원해오신 사랑하는 부모님께 감사드립니다. 연구와 진료로 바쁠 때 저의 부족함을 넘치도록 채워준 사랑하고 또 사랑하는 아내에게 감사합니다. 지난 한 해 동안 뒷모습만 많이 보여준 아빠를 사랑하고 큰 힘을 준 지원, 규진, 규범 세 아이에게도 깊은 감사와 사랑을 전합니다.

감사합니다.

차 례

표 차 례 ii

그림차례 iii

국문요약 v

I. 서론 1

II. 재료 및 방법 6

III. 결과..... 15

IV. 토의 22

V. 결론 31

참고문헌 33

ABSTRACT 40

APPENDIX..... 42

표차례

Table 1. Materials..... 6

Table 2. Contact area between implant and residual bone.... 10

Table 3. Mechanical properties of materials..... 11

Table 4. Stresses on group 1 model..... 15

Table 5. Stresses on group 2 models..... 16

Table 6. Stresses on group 3 models..... 17

Table 7. Stresses on group 4 models..... 17

Table 8. Total volume of elements over ultimate stress in crestal cortical bone..... 18

그림차례

Fig.1. Dimension of maxilla model..... 7

Fig.2. Implant modeling..... 8

Fig.3. Arrangement of implants and crown..... 9

Fig.4. Oblique and mesial view of each group..... 10

Fig.5. Boundary condition and loading condition..... 12

Fig.6. Division of alveolar bone model..... 13

Fig.7. Filtering elements of which compressive or tensile stresses are over ultimate stress..... 14

Fig.8. Total volume of elements over ultimate stress in crestal cortical bone..... 18

Fig.9. Maximum von Mises stress on crestal cortical bone..... 19

Fig.10. Maximum von Mises stress on sinus floor cortical bone.... 19

Fig.11. Maximum principal stress on crestal cortical bone..... 20

Fig.12. Minimum principal stress on crestal cortical bone..... 20

Fig.13. Maximum principal stress on sinus floor cortical bone.... 21

Fig.14. Minimum principal stress on sinus floor cortical bone.... 21

Fig.15. Sinus floor cortical bone engagement of implant..... 26

Fig.16. Sinus floor cortical bone engagement of implant..... 29

Fig.17. Stress contour of von Mises stress and symbol plot of principal stress within residual bone for group 1 model..... 42

Fig.18. Stress contour of von Mises stress and symbol plot of principal stress within residual bone for group 2(4 mm) model... 43

Fig.19. Stress contour of von Mises stress and symbol plot of principal stress within residual bone for group 2(5 mm) model.... 44

Fig.20. Stress contour of von Mises stress and symbol plot of principal stress within residual bone for group 2(6 mm) model.... 45

Fig.21. Stress contour of von Mises stress and symbol plot of principal stress within residual bone for group 2(7 mm) model.... 46

Fig.22. Stress contour of von Mises stress and symbol plot of principal stress within residual bone for group 3(4 mm) model.... 47

Fig.23. Stress contour of von Mises stress and symbol plot of principal stress within residual bone for group 3(5 mm) model.... 48

Fig.24. Stress contour of von Mises stress and symbol plot of principal stress within residual bone for group 3(6 mm) model.... 49

Fig.25. Stress contour of von Mises stress and symbol plot of principal stress within residual bone for group 3(7 mm) model.... 50

Fig.26. Stress contour of von Mises stress and symbol plot of principal stress within residual bone for group 4(4 mm) model.... 51

Fig.27. Stress contour of von Mises stress and symbol plot of principal stress within residual bone for group 4(5 mm) model.... 52

Fig.28. Stress contour of von Mises stress and symbol plot of principal stress within residual bone for group 4(6 mm) model.... 53

Fig.29. Stress contour of von Mises stress and symbol plot of principal stress within residual bone for group 4(7 mm) model.... 54

국문요약

위축된 상악골 후방부에 골이식을 배제한 짧은 임플란트 식립에 대한 3차원 유한요소법적 연구

본 연구에서는 위축된 상악골 후방부에 골이식을 배제하고 짧은 임플란트를 사용하여 수복하는 경우 안정적 예후를 위한 잔존골 깊이와 식립 방법을 다음과 같은 3차원 유한요소법으로 분석하였다.

4형 골질에 상악 좌측 제1, 2대구치 결손부위에 임플란트 식립 후 금관으로 연결고정하는 상황을 가정하였다. 잔존골 깊이, 치료계획에 따라 4개 실험군, 총 13개의 유한요소 모델을 제작하였다. 모델링에는 CAD 프로그램(Pro E), micro CT를 이용하였다.

실험 1군은 대조군으로, 잔존골 깊이 13 mm의 악골모델에 2개의 OsseoSpeed™ 4.5×11 mm 고정체를 식립하고 6×2.5 mm Direct Abutment™(이상 Astra Tech AB, Mölndal, Sweden)를 연결하였다. 실험 2, 3군은 잔존골 깊이 4, 5, 6, 7 mm의 악골모델에 각각 3개의 OsseoSpeed™ 3.5×8 mm 고정체와 4×2.5 mm Direct Abutment™를 설치하였다. 실험 2군은 고정체를 직렬로 식립하였고, 실험 3군은 단차를 주어 삼각구조(tripodism)로 식립하였다. 실험 4군은 잔존골 깊이 4, 5, 6, 7 mm의 모델에 두개의 Bicon 6×5.7 mm 고정체, 6×5 mm non-shouldered abutment(Bicon Dental Implants, Boston, MA, USA)를 설치하였다. 각 모

델의 제1, 2대구치 중심와에 치아 장축에서 협측으로 30° 경사진 187 N씩의 하중을 가하여 유한요소분석을 시행하였다. 이와 같은 연구과정을 거쳐 다음의 소견을 얻었다.

실험 2군의 잔존골 깊이 6, 7 ㎜ 모델, 실험 3군의 잔존골 깊이 5, 6, 7 ㎜ 모델, 실험 4군의 잔존골 깊이 4, 5, 6, 7 ㎜ 모델의 치조정 피질골에서 실험 1군보다 낮은 최대 등가응력을 관찰하였다. 실험 2군보다 실험 3군의 응력이 다소 낮았고, 실험 2,3군보다 실험 4군의 응력이 낮았다.

이상의 연구로 위축된 상악골을 재현한 유한요소 모델에서 상악동 골이식을 배제하고 임플란트의 개수, 직경 등을 변화시킴으로써 유한요소 모델의 치조골에 가해지는 응력을 효율적으로 분산시킬 수 있음을 확인하였고, 향후 이를 검증하기 위한 생체연구가 필수적이다.

핵심어: 유한요소법, 위축된 상악골, 짧은 임플란트, 골이식.

위축된 상악골 후방부에 골이식을 배제한 짧은 임플란트 식립에 대한 3차원 유한요소법적 연구

연세대학교 대학원 치의학과

(지도 이근우 교수)

김 세 중

I. 서 론

1960년대 Brånemark이 치과용 임플란트를 개발한 이후 현재까지 치과진료에서 임플란트가 차지하는 비중은 상당히 높아졌다. 초기의 임플란트는 주로 무치악의 전방부위에 식립하였다. 하지만 점차 영역을 확장하였고, 골이식술과 임플란트 형상의 개선, 그리고 표면처리기술의 발전으로 상악골 후방부 같은 위축되고 불량한 골질의 치조골에서도 과거보다 높은 성공률로 시술할 수 있게 되었다. 그럼에도 불구하고 골량이 부족하고 골질이 불량한 경우의 임플란트 식립은 많은 임상가들에게 도전적인 과제이다.

상악골 후방부의 임플란트 식립의 단점은 불량한 접근과 시야확보, 악간거리의 부족, 발치 후 치조골 흡수와 상악동의 함기화로 인한 과도한 치조골 흡수, 얇은 피질골과 저밀도의 수질골로 인한 낮은 임플란트 성공률 등이 있다.[1]

그 중 골질은 많은 연구자들에 의해 임플란트 성공의 중요한 요소라고 지적되고 있다. 골질은 고정체 상실의 가장 결정적인 요소이고, 4형 골질에서는 35%의 높은 임플란트 실패율이 보고되기도 하였다.[2] 골질분류에는 보편적으로 사용되고 있는 Lekholm 과 Zarb의 4가지 골질분류가 있고[3], Bahat 등은 기존의 분류에 추가하여 상악골 후방부에서 4형의 골질을 치조정과 상악동부위의 피질골 유무에 따라 세분화하였다.[4] 상악골 후방의 골질 빈도는 3형은 30~40%, 4형은 60~70%의 비율을 보이는 것으로 보고되고 있다.[5, 6]

상악골 후방부의 불량한 골질과 함께 잔존치조제의 흡수와 상악동의 함기화(또는 확장)로 인한 잔존골량의 부족은 해당부위의 성공적인 임플란트 치료를 어렵게 하는 요인이다. 여러 선각자들이 골량부족을 해결하기 위해 측방접근법을 통한 상악동 거상술, 치조정을 통한 상악동 거상술을 제안하였고,[7-9] 이러한 골이식술의 도움으로 임플란트 식립에 필요한 골량을 적절히 확보할 수 있었다. 이러한 골이식술로 90% 이상의 높은 임플란트 생존율이 보고되고 있다.[6, 10]

하지만 임플란트 식립을 위한 부가적인 골이식술은 추가적인 시술 비용, 전산화 단층촬영과 같은 추가적인 검사, 필수적으로 요구되는 수준높은 술자의 술기, 추가적 수술에 의한 환자의 불편과 합병증 그리고 치료의 장기화 등의 문제점을 갖고 있다. Devorah 등은 상악동 거상술의 합병증과 임플란트의 생존율 사이에 연관성은 없어보이지만, 상악동막의 천공이 가장 빈번한 합병증이고 상악동 감염, 창상의 개방, 차단막의 노출과 이식재의 소실, 인접치의 과민증상, 발열, 낭종형성 등의 합병증이 주로 발생한다고 하였다.[11]

이러한 골이식술의 단점을 피하기 위하여 상악동 골이식, 특히 측방접근법에

의한 상악동 거상술을 배제하고 짧은 임플란트를 사용하면서 고정체의 개수를 늘리거나, 직경을 증가시키는 방법이 제안되어왔다.[1] 짧은 임플란트의 정의는 명확하지 않지만, 일반적으로 임플란트 길이의 표준이라 할 수 있는 길이 10 mm 이하의 임플란트를 지칭한다.[1, 12] 짧은 임플란트의 장점은 최소한의 CT촬영으로 비용을 절감하고 술전의 진료시간을 감소시키고, 방사선 노출량을 감소시킬 수 있다는 것과, 상악동 거상술을 피함으로써 비용을 절감하고 치료기간을 단축하며, 골이식에 따른 합병증 발생을 줄이는 것이다.[1] 또한 긴 임플란트를 식립할 수 없는 경우에 짧은 임플란트를 식립함으로써 환자의 치료동의율을 높이고, 추가적인 수술을 줄이며, 보다 단기간에 치료를 마무리할 수 있다는 장점이 있다. 이에 반하여 짧은 임플란트의 단점으로는 임플란트 표면적 감소, 치관 대 임플란트 비율의 악화 등이 있고, 이러한 단점에 의해 골과 임플란트 접촉면적이 감소하고, 치조골에 응력이 집중된다. 임플란트 표면적의 감소는 임플란트 형상을 개선하고, 표면처리 하거나, 임플란트의 직경을 증가시킴으로써 개선할 수 있다.[1, 13]

짧은 임플란트를 적용하면 치관 대 임플란트의 비율도 함께 증가하게 된다. 자연치에서 계속가공의치의 지대치로 이용할 수 있는 최소한의 치관 대 치근 비율은 1:1이지만,[14] 임플란트에도 동일한 기준을 적용할 수는 없다. 치관 대 임플란트 비율과 변연골 흡수 사이에 상관관계가 없음을 보고한 연구가 있고[15], 성공한 임플란트와 실패한 임플란트 사이의 치관 대 임플란트 비율의 차이가 크지 않은 것으로 보고되기도 하였다.[16]

여러 연구를 통해 상악 대구치부위에 식립한 짧은 임플란트의 성공률이 89~95%에 이르는 것으로 지속적으로 보고되어 왔고,[17-19] Nedir 등은

개인의원에서 식립한 짧은 임플란트의 생존율에 대한 연구에서 “짧은 임플란트는 보다 많은 임상가들이 보다 많은 환자에게 수월하고 안전하게 적용할 수 있는 치료법”이라고 하였다.[20] Neves 등은 짧은 임플란트의 실패율이 전체 임플란트 실패율과 크게 차이나지 않았으며, 직경이 증가함에 따라 임플란트의 생존율이 증가하고, 잔존골 깊이가 부족한 경우에 임플란트의 개수를 늘리고 임플란트간 간격을 줄이는 것도 바람직하다고 하였다.[21]

과도한 하중은 임플란트의 실패에 관계된 중요한 요소이다. 과도한 하중과 임플란트 실패의 인과관계는 논란의 여지가 있지만, 연약한 골질에서 기능중의 실패율이 높은 것은 과하중이 임플란트 실패의 원인이라는 간접적인 증거이다.[22] Wolff와 Frost 등의 연구자들은 골조직은 하중과 연관되어 재형성(remodeling)된다고 하였다.[23, 24] 임플란트와 하중의 밀접한 관계를 볼 때, 복잡한 구성요소의 역학적 관계를 살펴볼 수 있는 유한요소법은 치과 임플란트 영역에서 매우 유용한 연구방법이다. 유한요소법은 1956년 이후 항공기 구조의 디자인을 분석하기 위해서 항공우주산업 및 공학분야에 다양하게 사용되었고, 치과에서는 1976년 Weinstein 등이 치과용 임플란트에서 최초로 사용하였다.[25] 유한요소법은 해석하고자 하는 물체를 유한개의 요소로 분할하여 전체 영역의 미지변수에 대한 해석을 수학적 방법으로 수행하는 연구방법이다. 본 연구와 관련된 연구 중에, 상악골 후방부위에 식립한 임플란트에 대한 연구로는 Koca 등이 상악골 깊이에 따른 단일 임플란트 수복시의 응력분포에 대하여 연구하였고,[26] Tepper 등은 상악동 거상술을 통한 골이식을 모델에 반영하여 유한요소 연구를 시행하였다.[27] 그리고 Sutpideler 등은 세 개의 임플란트 식립 시 단차(offset)를 주어 삼각구조(tripodism)에 따른 응력분산을 관찰하기도

하였다.[28] 본 연구는 기존의 연구에서 주로 단일 변수로 삼았던 상악골의 깊이, 임플란트의 직경과 길이, 배치를 함께 고려하여 보다 임상적 상황에 근접한 조건을 갖춘 모델을 제작하였다.

이러한 모델을 통하여 본 연구에서는 불량한 골질에 부족한 골량을 가지는 상악 좌측 제1, 2대구치 부위에, 복잡하고 합병증의 위험이 있는 상악동 골이식을 배제하고 임플란트를 식립하는 경우, 가늘고 짧은 3개의 임플란트를 이용하거나 굵고 짧은 2개의 임플란트를 이용하여 안정적이고 예측 가능한 결과를 얻기 위해 필요한 잔존골의 깊이와 식립방법을 3차원 유한요소법을 통하여 알아보고자 하였다.

II. 재료 및 방법

본 연구는 골질이 약한 상악 좌측 제1, 2대구치 부위의 결손을 가정하였다. 잔존골 깊이 4, 5, 6, 7, 13 mm의 악골 모델을 제작한 후, 임플란트의 종류, 개수, 식립방법을 달리하여 4개 실험군에 총 13개의 모델을 제작하였다(Table 1).

실험재료는 Astra사의 4.5×11 mm와 3.5×8 mm(지름×길이)의 OsseoSpeed™ 임플란트 고정체에 6×2.5 mm, 4×2.5 mm(지름×높이)의 Direct Abutment™(Astra Tech AB, Mölndal, Sweden), Bicon사의 6×5.7 mm(지름×길이) Bicon 임플란트 고정체에 6×5 mm(지름×높이) non-shouldered abutment(Bicon Dental Implants, Boston, MA, USA)를 사용하였다(Table 1).

Table 1. Materials.

Group	Implant system		Manufacturer	Number of fixture installed	Residual bone depth(mm)
	Fixture	Abutment			
1	OsseoSpeed™ 4.5×11 mm	Direct Abutment™ 6×2.5 mm	Astra Tech AB, Mölndal, Sweden	2	13
2	OsseoSpeed™ 3.5×8 mm	Direct Abutment™ 4×2.5 mm	Astra Tech AB, Mölndal, Sweden	3	4, 5, 6, 7
3	OsseoSpeed™ 3.5×8 mm	Direct Abutment™ 4×2.5 mm	Astra Tech AB, Mölndal, Sweden	3	4, 5, 6, 7
4	Bicon Implant 6×5.7 mm	Non-shouldered abutment 6×5 mm	Bicon Dental Implants, Boston, MA, USA	2	4, 5, 6, 7

치관모델은 평균 크기를 가진 상악 좌측 제1, 2대구치의 치아모형을(Nissin Dental Products INC, Kyoto, Japan) 이용하여 제작하였다.

모델링에는 CAD 프로그램(Pro E 2.0, Parametric Technology Corp. Needham, Mass. USA)과 micro CT(Skyscan 1076, Skyscan, Kontich, Belgium)를 사용하였다. 악골 모델은 상악동을 재현하였고 치조정 피질골(crestal cortical bone)과 상악동저 피질골(sinus floor cortical bone)의 두께는 0.5 ㎜, 높이 15 ㎜, 근원심폭경은 30 ㎜, 협설폭경은 10 ㎜로 설정하였다. 소주골의 깊이를 달리하여, 잔존골 깊이 4, 5, 6, 7, 13 ㎜의 모형을 제작하였다. 1군은 깊이 13 ㎜, 나머지 2, 3, 4군은 4, 5, 6, 7 ㎜의 악골모델로 모델을 완성하였다(Fig. 1).

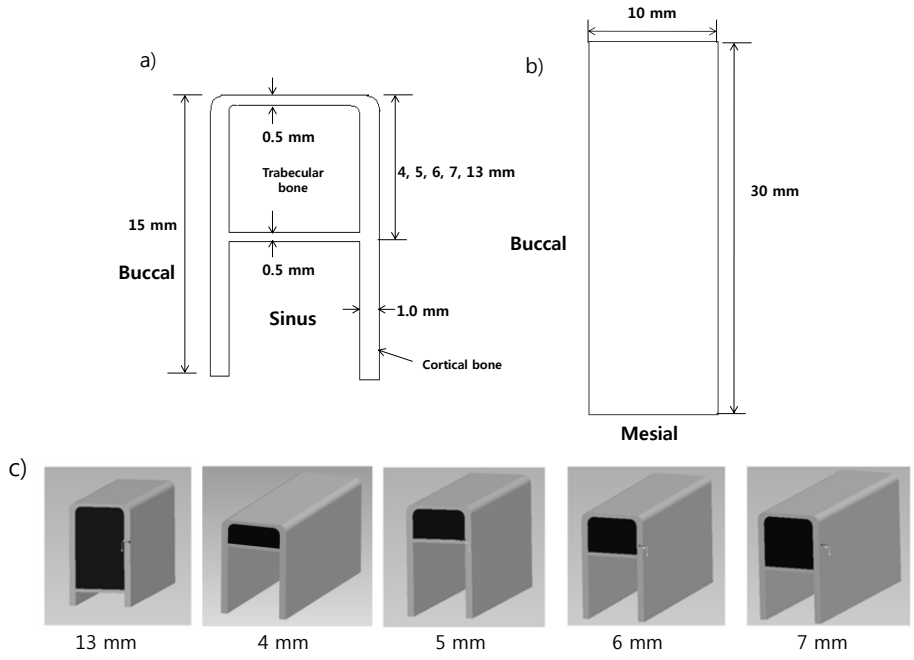

Fig. 1. Dimension of maxilla model. a) Mesial view, b) occlusal view, c) models of posterior maxilla according to their residual bone depth.

임플란트 고정체와 지대주는 체결 후 micro CT로부터 얻은 단층영상과, 버어니어 캘리퍼스로 실측한 수치를 이용하여 CAD 프로그램으로 재구성하였다(Fig. 2).

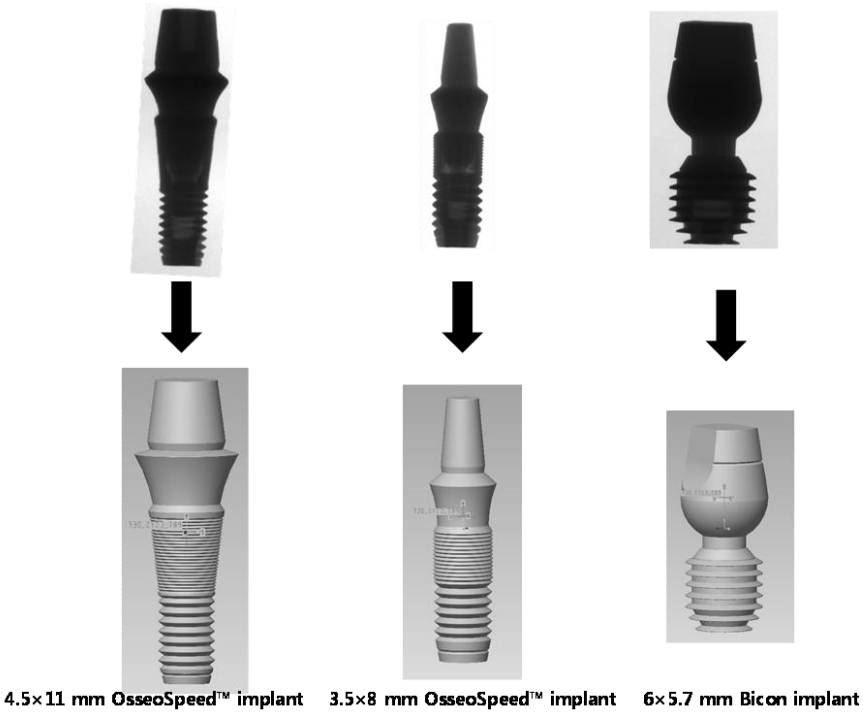

Fig. 2. Implant modeling.

치관모델은 치아모형을 micro CT로 스캔 후 3차원으로 재구성하였다. 치조정에서 교합면까지의 거리를 11 ㎜로 고정하고 치관, 임플란트, 악골모델을 연결하여 실험모델을 완성하였다. 치아배열시 제1대구치의 근심면과 제2대구치의 원심면이 악골모델의 근원심 말단에서 5.5 ㎜의 간격을 두도록 배치하였다(Fig. 3, 4).

실험 1군은 대조군으로 잔존골 깊이 13 ㎜의 악골모델을 이용하여 한 개의

모델을 제작하였고, 4.5×11 mm의 OsseoSpeed™ implant 두개를 식립하였다. 실험 2, 3, 4군은 잔존골 깊이 4, 5, 6, 7 mm의 악골모델을 이용하여 각각 4개의 모델을 제작하였다. 실험 2군은 3개의 OsseoSpeed™ 3.5×8 mm 임플란트를 직렬로 식립하였다. 실험 3군은 3개의 OsseoSpeed™ 3.5×8 mm 임플란트를 삼각구조(tripodism)로 식립하였고, 실험 2군의 임플란트 배치에서 근심측, 원심측 임플란트를 협측으로 1 mm 이동시키고, 중심측 임플란트는 설측으로 1 mm 이동시켰다. 실험 4군은 6×5.7 mm의 Bicon implant 두개를 식립하였다(Fig. 3, 4).

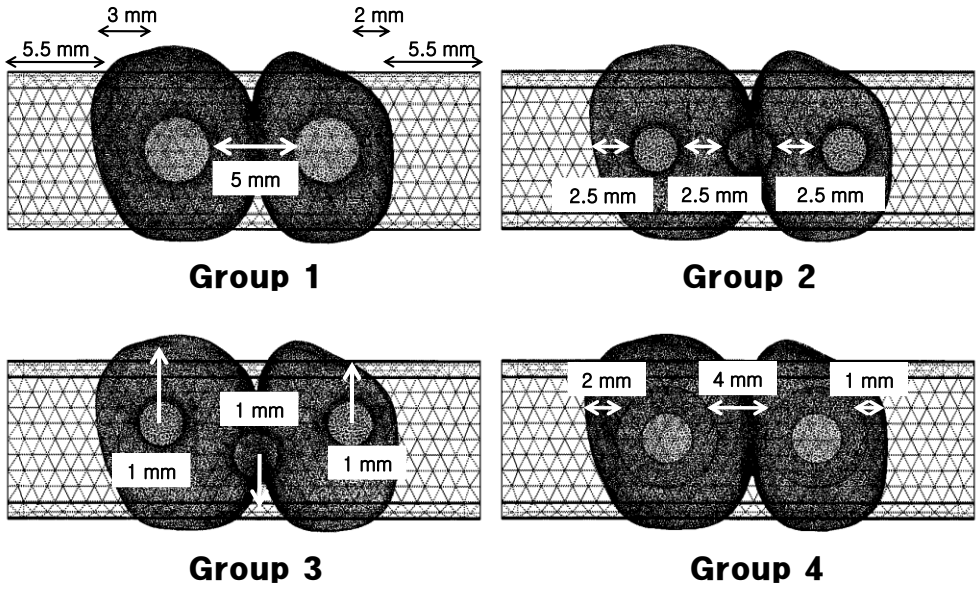

Fig. 3. Arrangement of implants and crown(occlusal view).

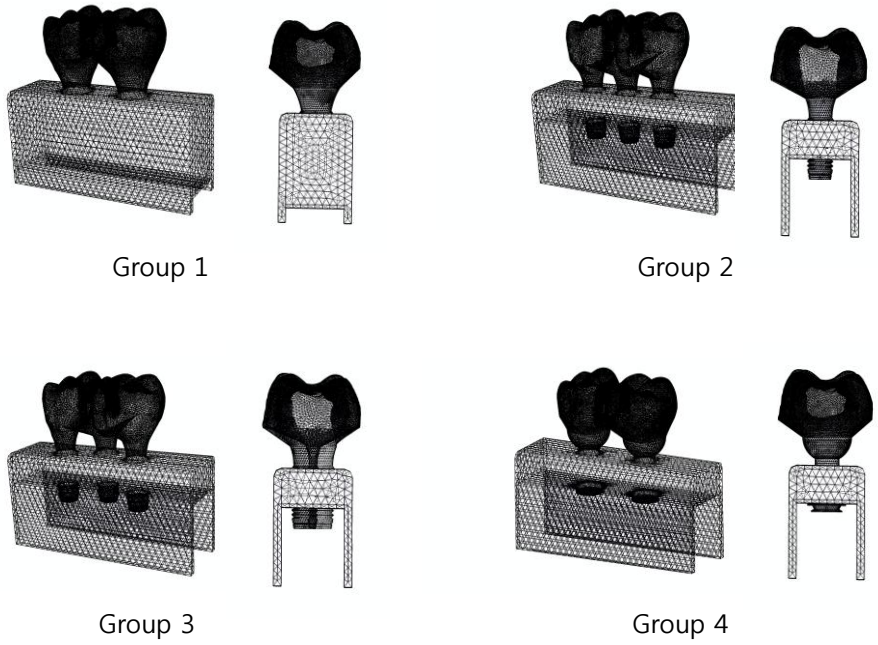

Fig. 4. Oblique and mesial view of each group.

임플란트 식립 시 상악동측의 상악동저 피질골을 관통하여 양측성으로 피질골 고정(bicortical anchorage)을 시행한 모델에서 상악동막 하방의 골형성은 고려하지 않았다.[26] 완전 골유착을 가정한 각 모델의 임플란트와 주위 치조골의 접촉면적은 Table 2에 표시하였다.

Table 2. Contact area between implant and residual bone(mm²).

Group	Group 1	Group 2, 3				Group 4			
Residual bone depth(mm)	13	4	5	6	7	4	5	6	7
Contact area(mm²)	341	173	221	255	296	222	272	325	362

유한요소 분석을 위해 형성한 각 모델의 요소수는 283,973 ~ 421,821개이다.

각 구성재료의 물성(탄성계수(Young's modulus)와 프와송 비(Poisson's ratio)는 여러 문헌을 참고하였고, 치조골의 물성은 4형의 연약한 골을 가정하였다.

Table 3. Mechanical properties of materials.

	Young's modulus(Gpa)	Poisson's ratio
Cortical bone[29, 30]	13.7	0.3
Trabecular bone[31, 32] (low density)	0.69	0.3
Titanium[13, 29](fixture and abutment)		
Pure titanium(grade 4)(Astra)	103	0.35
Ti-6Al-4V(Bicon)	113	0.35
Type 3 gold[29]	100	0.35

모델의 단순화와 응력의 수치적 계산을 위해 몇가지 가정을 하였다. 첫째, 각 재료의 기계적 특성이 한 재료의 내부에서는 균일하다는 균질성(homogenecity), 둘째, 재료의 특성이 3방향으로 모두 동일하다는 등방성(isotropy), 셋째, 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례한다는 선형탄성(linear elasticity), 넷째, 임플란트 고정체와 치조골 사이의 완전한 골유착(100% osseointegration)을 가정하였다.

경계조건으로 피질골의 상악동 협설측 말단을 구속하였고(Fig. 5), 하중조건은 제1, 2대구치 각각의 중심와에 187 N씩, 총 374 N의 교합력을[33]

수직축에 30° 의 경사를 주어 협측방향으로 가하였다.[34, 35]

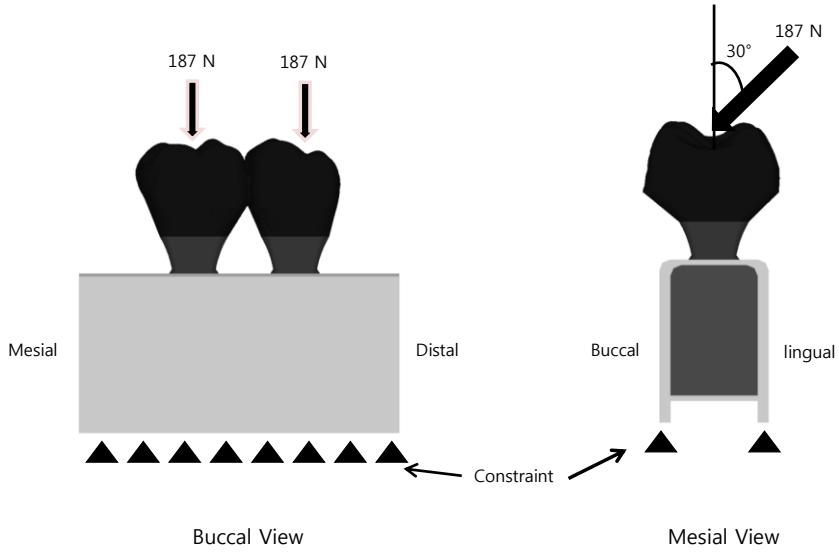

Fig. 5. Boundary condition and loading condition.

응력분석을 위해 유한요소분석 프로그램인 ABAQUS(HKS, Pawtucket, RI, USA)를 이용하였고, 분석 결과 중 최대 등가응력(maximum von Mises stress), 최대 주응력(maximum principal stress), 최소 주응력(minimum principal stress)을 산출하여 각 군에서의 응력분포와 응력의 방향을 비교하였다. 비교를 위해 모델별로 영역을 나누어 응력을 관찰하였다. 피질골을 치조골정의 치조정 피질골(crestal cortical bone)과 상악동측의 상악동저 피질골(sinus floor cortical bone)로 나누고, 근심측, 중심측, 원심측 고정체에 접촉한 피질골의 협측과 설측에서 전술한 세가지 응력을 산출하였다(Fig. 6). 치조정 피질골에서는 고정체에 인접한 피질골 표면에서 등가응력과 주응력을 관찰하였다. 상악동저 피질골에서는 피질골의 상악동측면에서 등가응력을

관찰하였다. 그리고, 주응력은 피질골의 상악동측면과 소주골측면에 가해진 응력양상을 관찰 후 보다 집중되고 높은 응력값을 선택하였다.

등가응력은 3차원의 응력상태를 단축응력 상태에 상당시킨 응력으로 이 값이 항복응력에 이르렀을 때 항복(yielding)이 일어나는 것으로 생각한다. 주응력은 물체에 가해지는 각 방향의 응력성분 중에 수직응력만 존재하고 전단응력(shearing stress)은 없는 상태의 평면인 주평면에서 얻어진 수직응력으로, 스칼라값인 등가응력과 달리 벡터값이다. 주응력값이 양수이면 인장으로, 음수이면 압축으로 작용한다. 최대 주응력은 주로 양수의 인장응력, 최소 주응력은 주로 음수의 압축응력을 나타내므로, 압축과 인장을 볼 때 최대/최소 주응력을 관찰한다.[36] 본 실험에서는 양수의 최대 주응력과 음수의 최소 주응력의 절대치를 각각 인장응력과 압축응력으로 간주하였다.

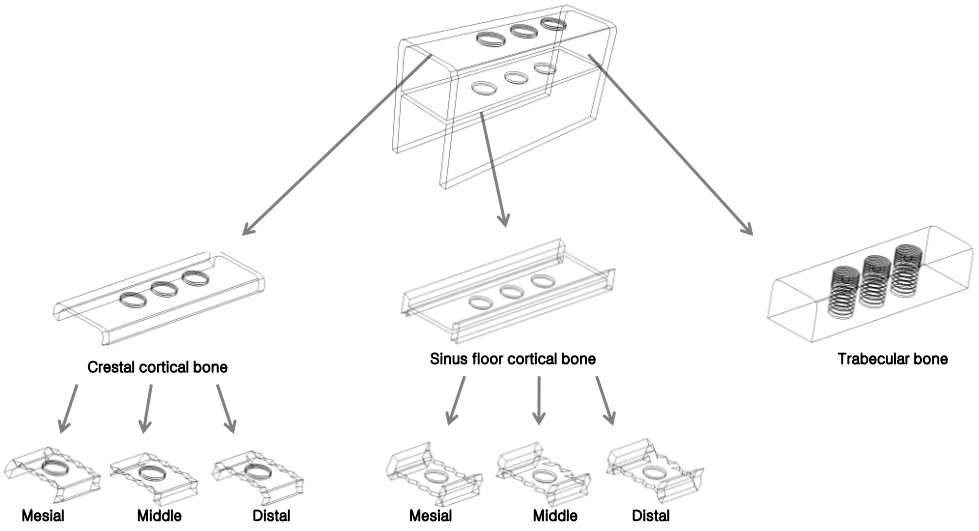

Fig. 6. Division of alveolar bone model.

본 연구에서는 상기한 분석 이외에 고정체 주위의 피질골에서 임계응력을 초과한 압축, 인장응력이 관찰된 요소의 총 부피를 비교하였다. 압축 임계응력(Compressive ultimate stress)은 170 MPa, 인장 임계응력(Tensile ultimate stress)은 100 MPa로 설정하였다.[37] Fig. 7 에서 임계응력을 초과한 요소 추출을 예시하였다.

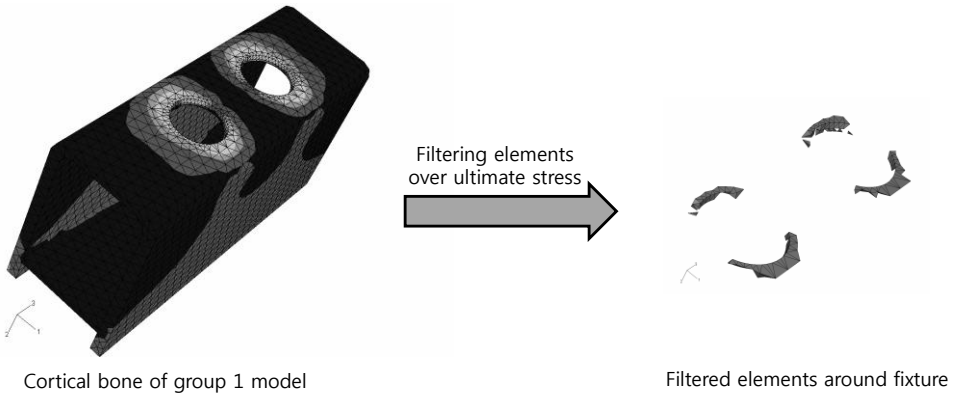

Fig. 7. Filtering elements of which compressive or tensile stresses are over ultimate stress. Compressive ultimate stress of cortical bone=170 MPa, tensile ultimate stress of cortical bone=100 MPa.

III. 결 과

전반적으로 잔존골 깊이가 증가함에 따라 응력이 감소하는 양상을 보였으나, 각 군마다 응력이 집중되는 양상과 강도가 다르게 나타났다. 각 모델에서 산출된 등가응력과 주응력의 응력 분포도, 표와 도표는 Table 4 ~ 8, Fig. 8 ~ 29 에 제시하였다. 최대등가응력은 협설측에서 관찰된 수치를 모두 기록하였고, 주응력은 협측과 설측 중에서 최대와 최소치를 보인 영역에 대해서만 기록하였다.

실험 1군(Table 4, Fig. 9, 11, 12, 17)에서 등가응력은 협측 피질골에 집중되었고, 최대등가응력은 220.7 MPa이었다(Fig. 9). 협측에는 최소 주응력(압축응력)이 집중되었고, 설측에는 최대 주응력(인장응력)이 집중되었다. 협측의 압축응력은 하중과 비슷하게 협측, 상악동측의 방향으로 작용되었고, 설측의 인장응력은 협측, 교합면측으로 작용하였다(Fig. 17).

Table 4. Stresses on group 1 model(MPa).

Group 1 (13 mm)				
			Mesial	Distal
Crestal cortical bone	Maximum von Mises stress	Buccal	205.5	220.7
		Lingual	153	159.5
	Maximum principal stress	Buccal	-	-
		Lingual	190.4	198.2
	Minimum principal stress	Buccal	-293.8	-312.9
		Lingual	-	-
Trabecular bone	Maximum von Mises stress		8.9	

실험 2군(Tabel 5, Fig. 9~14, 18~21)에서 등가응력은 고정체 주위에서 협측에 집중되었고, 잔존골 깊이가 증가함에 따라 응력이 감소하는 양상을

보였다. 잔존골 깊이 4, 5 ㎜ 모델에서는 치조정 피질골의 협측에 가해지는 등가응력이 실험 1군의 220.7 MPa보다 높게 나타났으나 6 ㎜ 모델부터 그보다 낮은 최대등가응력이 관찰되었다(Fig. 9). 치조정 피질골에서 압축응력은 협측에, 인장응력은 설측에 집중되었고, 방향은 실험 1군과 비슷하였다(Fig. 18~21). 상악동저 피질골에서는 치조정 피질골보다 낮은 응력이 관찰되었고, 압축과 인장응력이 협설측에 혼재하는 양상을 보였다.

Table 5. Stresses on group 2 models(MPa).

			Group 2											
		Depth	4 mm			5 mm			6 mm			7 mm		
			Mesial	Middle	Distal	Mesial	Middle	Distal	Mesial	Middle	Distal	Mesial	Middle	Distal
Crestal cortical bone	Maximum von Mises stress	Buccal	256	223.3	261.2	239.1	212	240.5	205.2	187.3	188.9	198	168.7	184
		Lingual	198.9	194.1	199.8	181.9	167.8	195	138.8	129.7	153.9	163.1	155.9	178.3
	Maximum principal stress	Buccal	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
		Lingual	244.8	267.2	250.8	237.5	218	270.2	198.8	175.2	210.9	216.1	210.9	234.9
	Minimum principal stress	Buccal	-362.5	-283.4	-354.4	-327.8	-307.7	-349.8	-270.3	-246	-239.1	-258.7	-224.9	-249.7
		Lingual	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Sinus floor cortical bone	Maximum von Mises stress	Buccal	173.2	169.8	182.1	130.1	120.2	123.9	125.3	119.4	84.8	120.4	110.8	112.7
		Lingual	123.1	104.1	122.6	71	66.3	67.4	62.4	65.1	65.4	81.7	80.9	83.5
	Maximum principal stress	Buccal	214.3	199.9	229.3	98.7	84.1	93.6	147.5	140.4	91.5	-	-	-
		Lingual	-	-	-	-	-	-	-	-	-	91.3	83.5	83.3
	Minimum principal stress	Buccal	-180.6	-172.8	-152	-108.6	-104.3	-100	-	-	-	-128.5	-125.4	-121.5
		Lingual	-	-	-	-	-	-	-74.1	-81	-78.2	-	-	-
Trabecular bone	Maximum von Mises stress			10.5			9.9			11.7			8.7	

실험 3군(Table 6, Fig. 9~14, 22~25)에서 등가응력은 근,원심 고정체의 협측과 중심측 고정체의 설측에 집중되었다. 잔존골 깊이 5 ㎜ 모델의 치조정 피질골에서 실험 1군의 220.7 MPa보다 낮은 최대 등가응력이 관찰되었고, 잔존골 깊이가 증가하면서 응력이 감소하는 양상을 보였다. 치조정 피질골에서 압축응력은 근,원심 고정체의 협측에 집중되었고, 인장응력은 중심측 고정체의 설측에 강하게 집중되었다(Fig. 22~25). 상악동저 피질골에서는 치조정 피질골과 유사한 등가응력, 압축/인장응력의 분포를 보였고, 응력값은 낮았다.

Table 6. Stresses on group 3 models(MPa).

			Group 3											
		Depth	4 mm			5 mm			6 mm			7 mm		
			Mesial	Middle	Distal	Mesial	Middle	Distal	Mesial	Middle	Distal	Mesial	Middle	Distal
Crestal cortical bone	Maximum von Mises stress	Buccal	243.6	90.1	227.3	186.3	61.55	172.3	187.5	59.7	176.5	190	45	95.4
		Lingual	139.2	237.3	116.6	84.9	163.4	85.1	99.9	145.1	69.5	91.5	95.1	58.3
	Maximum principal stress	Buccal	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
		Lingual	165.8	270.9	150.1	104.3	197.4	116.9	126.1	153.6	82.4	105.9	97.4	73.1
	Minimum principal stress	Buccal	-320.5	-141.3	-302.9	-222.1	-79.5	-196.4	-219.2	-77.29	-196.4	-241	-45	-106.3
		Lingual	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Sinus floor cortical bone	Maximum von Mises stress	Buccal	157.3	56.6	175.7	112.5	33.3	92.2	125.3	34.3	132.3	113.1	35.7	108.3
		Lingual	76.2	175.6	65.2	46.2	91.7	50	46.1	113.1	43	49	122.7	54.9
	Maximum principal stress	Buccal	184.9	-	201.7	124.7	-	115.5	125.8	-	138.6	70.3	-	66.6
		Lingual	-	173.7	-	-	75.5	-	-	68.2	-	-	123.7	-
	Minimum principal stress	Buccal	-153.1	-	-179.4	-105.8	-	-71.8	-88.9	-	-87.2	-112.6	-	-99
		Lingual	-	-182.4	-	-	-92.6	-	-	-126	-	-	-64.1	-
Trabecular bone	Maximum von Mises stress			10.3			10.3			12.3			9.6	

실험 4군(Table 7, Fig. 9~14, 26~29)에서 등가응력은 협측에 집중되었고, 전 모델에서 실험 1군의 220.7 MPa보다 낮은 최대등가응력이 분포하였다. 4, 5 mm모델에서 상악동저 피질골에 치조정 피질골보다 높은 응력이 집중되었다(Fig. 10). 잔존골 깊이 7 mm 모델에서는 치조정 피질골의 최대 등가응력이 다른 모델보다 약간 높게 나타났다. 전 모델에서 치조정 피질골의 압축, 인장응력의 방향이 수평에 가깝게 나타났다(Fig. 26~29).

Table 7. Stresses on group 4 models(MPa).

			Group 4							
		Depth	4 mm		5 mm		6 mm		7 mm	
			Mesial	Distal	Mesial	Distal	Mesial	Distal	Mesial	Distal
Crestal cortical bone	Maximum von Mises stress	Buccal	131.8	109.2	117.5	99.1	125.6	119.2	134.5	126.4
		Lingual	87.6	90.2	84.8	80.3	94.4	94.8	100.3	105.6
	Maximum principal stress	Buccal	-	-	-	-	-	-	-	-
		Lingual	104.2	77.8	98.4	88.6	101.8	96.8	102.2	104.2
	Minimum principal stress	Buccal	-158.9	-110.6	-118.6	-95.2	-121.6	-114.8	-132.6	-126.9
		Lingual	-	-	-	-	-	-	-	-
Sinus floor cortical bone	Maximum von Mises stress	Buccal	206.3	211	141.7	153.8	104.2	101.8	-	-
		Lingual	157.8	129.2	130.9	121.3	68.8	67.7	-	-
	Maximum principal stress	Buccal	-	-	-	159.5	115.4	127.3	-	-
		Lingual	233.2	165.9	190.1	-	-	-	-	-
	Minimum principal stress	Buccal	-302.4	-286	-184.4	-214.2	-	-	-	-
		Lingual	-	-	-	-	-79.3	-92.8	-	-
Trabecular bone	Maximum von Mises stress		14.9		14.9		16.7		16.8	

임플란트 주위 피질골에서 임계응력(ultimate stress)을 초과한 영역의 부피는 치조정 피질골에서 계산하였다(Table 8, Fig. 8). 잔존골 깊이가 증가함에 따라 임계응력을 초과한 영역의 부피가 감소하였다. 그러나, 치조정 피질골의 최대 등가응력을 비교한 것과 달리 실험 1 군에서 다른 실험군보다 가장 높은 수치가 나타났고 실험 2, 3, 4 군간의 차이가 더욱 뚜렷해지는 양상을 보였다.

Table 8. Total volume of elements over ultimate stress in crestal cortical bone(mm^3).

Group	1	2				3				4			
Residual bone depth	13 mm	4 mm	5 mm	6 mm	7 mm	4 mm	5 mm	6 mm	7 mm	4 mm	5 mm	6 mm	7 mm
Volume(mm^3)	1.294	1.09	0.98	0.74	0.89	0.82	0.44	0.4	0.14	0.027	0.018	0.0078	0.055

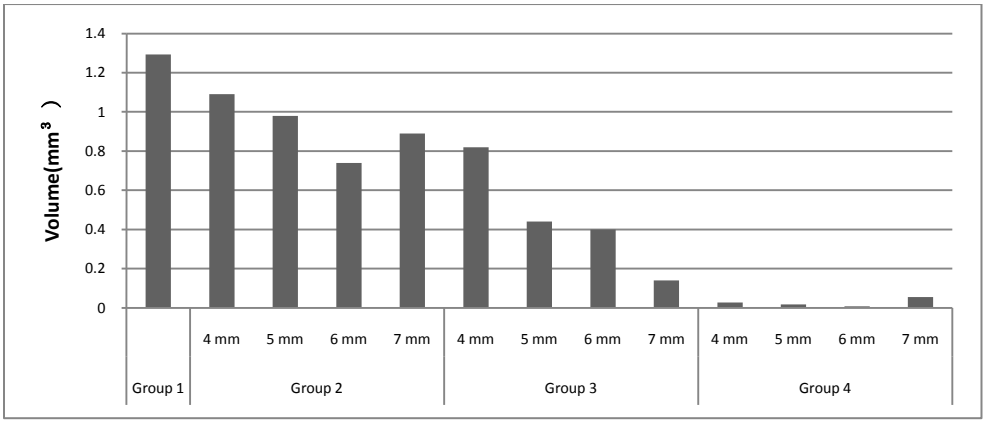

Fig. 8. Total volume of elements over ultimate stress in crestal cortical bone(mm^3).

각 모델의 최대 등가응력, 최대 주응력, 최소 주응력은 다음의 도표에서 비교하였다.

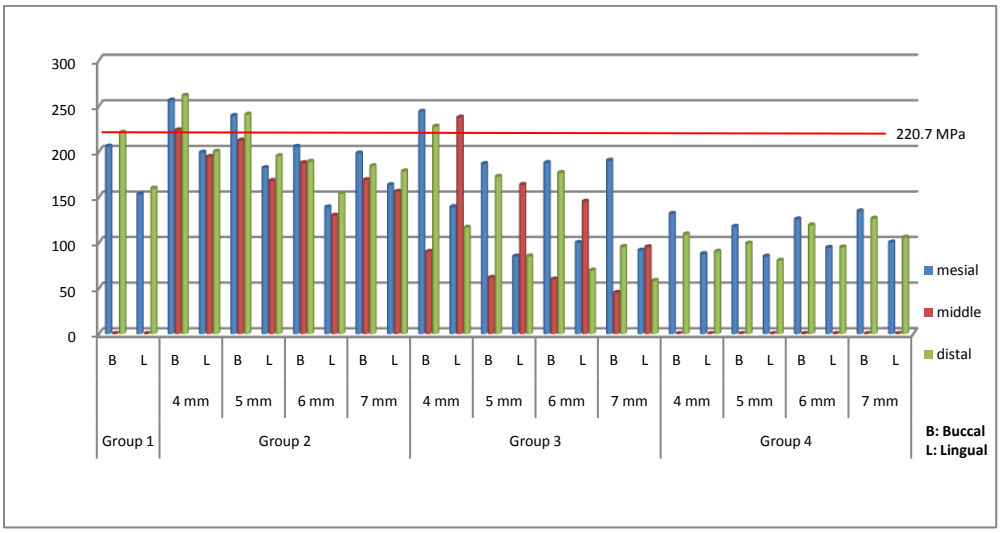

Fig. 9. Maximum von Mises stress on crestal cortical bone(MPa).

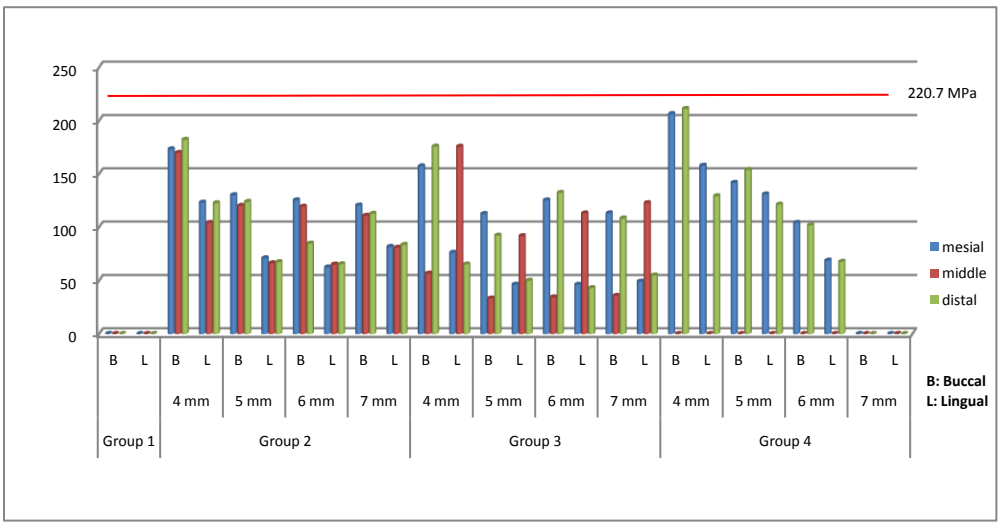

Fig. 10. Maximum von Mises stress on sinus floor cortical bone(MPa).

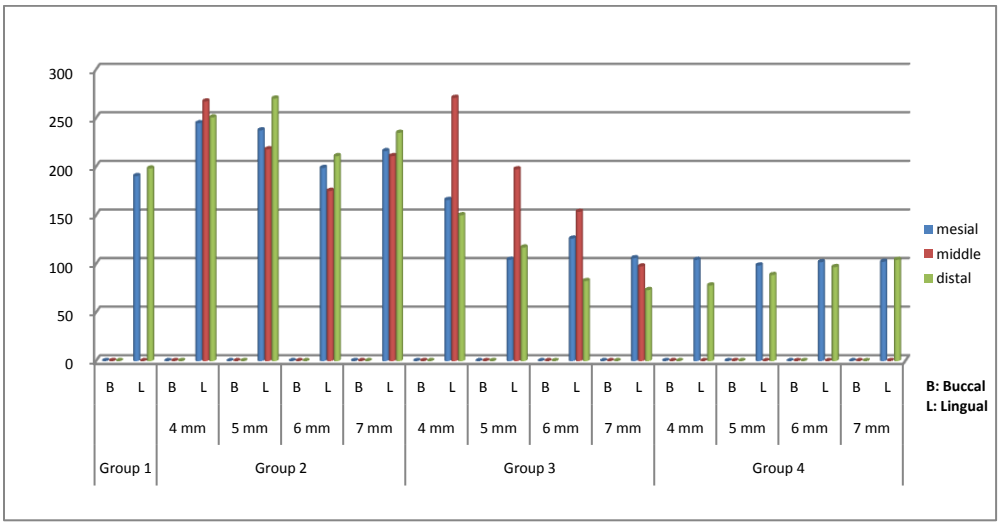

Fig. 11. Maximum principal stress on crestal cortical bone(MPa).

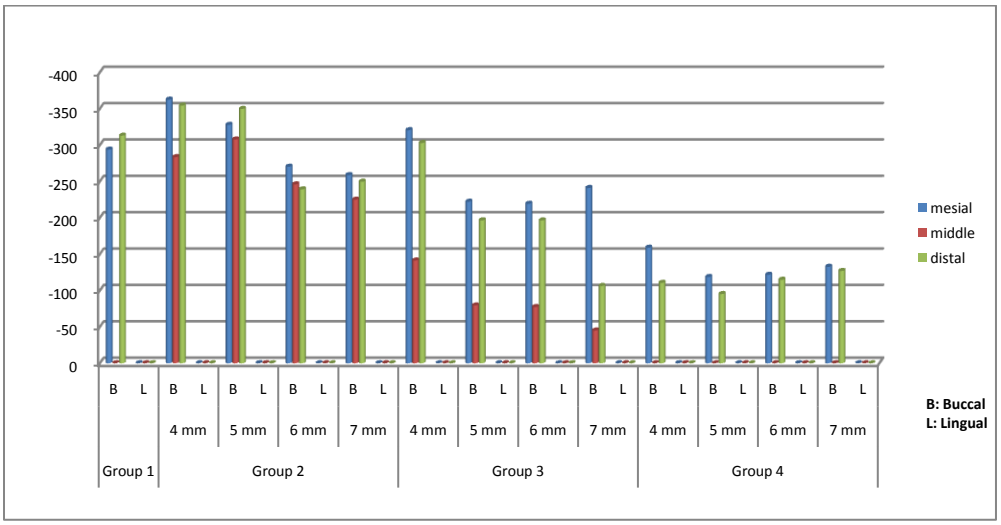

Fig. 12. Minimum principal stress on crestal cortical bone(MPa).

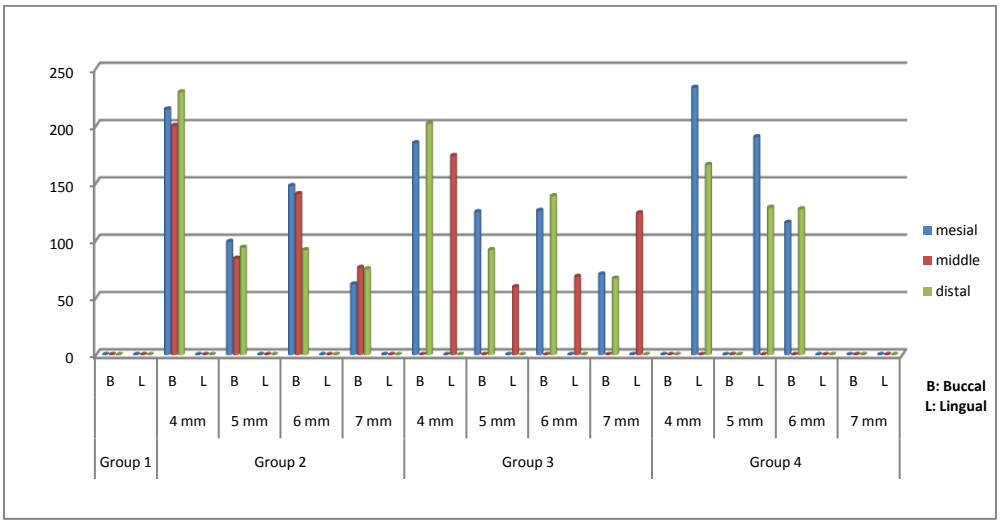

Fig. 13. Maximum principal stress on sinus floor cortical bone(MPa).

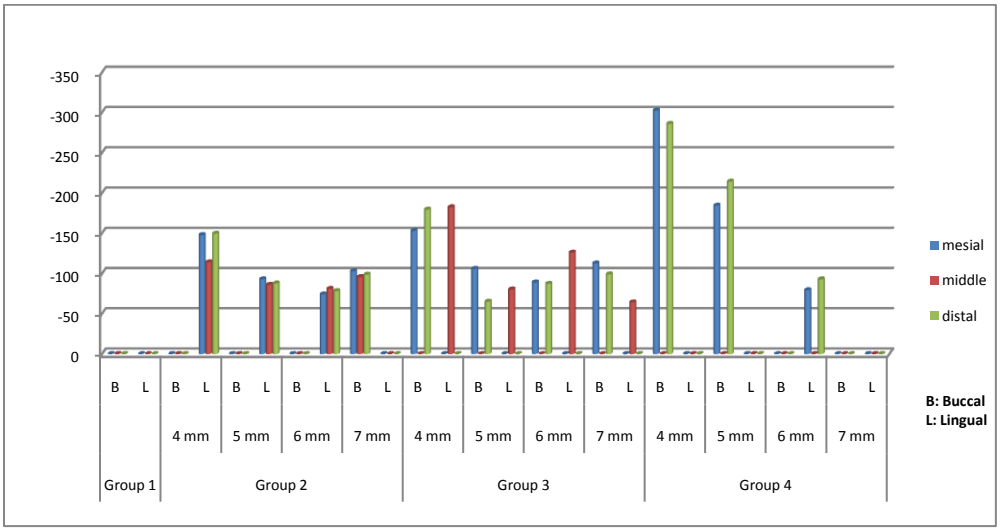

Fig. 14. Minimum principal stress on sinus floor cortical bone(MPa).

IV. 토 의

유한요소법은 CAE(Computer-aided engineering)를 통해 산업현장에서 매우 적극적으로 활용되고 있고 정형외과와 치과용 임플란트 등 의학에서도 많은 생체역학적 정보를 제공해 오고 있다. 유한요소법이 인체현상과 근접한 결과를 보여주지만 생체를 대상으로 하는 연구가 아니라는 한계로 생체연구(in vivo study)와의 연관성을 검증하고 문제점을 개선하기 위한 작업이 필수적이다. Barbier 등은 동물실험과 유한요소법적 연구를 병행하여 임플란트 주위 골의 재형성과 유한요소법으로 계산된 응력분포간에 강한 상관관계가 있음을 보여주었고,[38] Mellal 등은 골유착 전후과정의 유한요소 모델과 기존의 생체연구결과를 비교하여, 해당 연구로부터 얻은 변형에너지밀도(strain energy density)와 생체자료 사이에 연관성이 있었음을 보고하였다.[39] 임플란트 영역에서의 유한요소법은 대개 물체의 등방성(isotropy), 균질성(homogenicity), 선형탄성(linear elasticity)을 가정하고, 임플란트와 골의 완전골유착(100% osseointegration)과 결합(bonding)을 가정한다.[40] 하지만 실제로 인체조직은 균일하지 않고(inhomogeneous) 등방성이나 선형탄성을 보이지 않으며, 임플란트와 골은 완전히 결합하는 것으로 볼 수 없다. 이로 인해 유한요소법적 연구에 오류가 생기고,[41] 그에 따른 다양한 개선책도 제시되었다. CT자료를 이용해 악골을 모델링하기도 하였고, 거기에 더하여 좁은 간격의 악골 시편이나 micro CT를 이용하여 소주골의 형태를 재현하기도 하였다.[42, 43] O'Mahony 등은

임플란트에 경사하중을 가한 모델에 횡적등방성(transverse isotropy)과 등방성(isotropy)을 각각 가정하여, 횡적등방성을 가정한 모델에서 보다 높은 응력을 관찰하였다고 보고하였는데, 피질골에서는 20~30%, 소주골에서는 3~4배 높은 응력이 나타났고 비등방성 적용여부가 유한요소법 연구결과에 유의한 영향을 끼친다고 하였다. 임플란트와 치조골 사이의 접촉조건에 따라 유한요소연구에서 산출되는 응력이 크게 달라질 수 있고, 접촉(contact)으로 설정한 경우에 결합(bonding)으로 설정한 경우보다 3배정도 큰 응력이 관찰되기도 하였다.[44] 그리고 몇몇 연구자들은 골과 임플란트 사이에 마찰계수를 설정하여 분석하기도 하였다.[45] 골과 임플란트의 interfacial strength는 임플란트의 재료특성과 외형, 거칠기 등에 따라 다양하게 나타나므로 이에 대한 심도있는 연구가 필요하다. 유한요소법의 정확성을 개선하기 위한 노력을 기반으로 한편에서는 임플란트 주위의 응력, 변형율을 통해 골조직의 재형성을 예측하기 위한 시도가 이어져 왔다. 그 배경에는 '골조직은 가해진 하중에 연관되 재형성된다.'는 Wolff의 법칙과, 변형율(strain)과 연관된 골반응에 대한 Frost의 'Mechanostat theory'가 있다. Frost는 변형율의 증가에 따른 골반응을 구간별로 나누었고 골의 위축(acute disuse atrophy window), 적응(adapted window), 경도의 과하중(mild overload window), 병리적 과하중(pathologic overload window)의 4단계를 제시하였다.[24] 그는 각 단계에 상응하는 골 변형율로 50~100 μstrain, 1000~1500 μstrain, ~3000 μstrain, ~25,000 μstrain을 언급하였다.[46] 임플란트 주위골에 가해지는 골의 재형성을 예측하기 위하여, Jianying 등은 기계적 자극과 골밀도 변화를 연관지은 방정식을 통해 골 재형성을 예측하는 수리적 모델을 제시하였고,[47] Lin 등은 인체의 하악에 식립한

임플란트에 대한 48개월간의 골밀도 자료와 해당 환자의 골재형성을 예측하기 위한 수리적 모델의 유효한 연관성을 보고하였다.[48]

본 연구에서는 통상적인 유한요소법의 가정 하에, 유한요소법적 연구에서 비교적 독립적으로 다루어졌던 상악골의 깊이, 임플란트의 직경, 개수, 배치방법의 변수를 종합하여 실험모델을 제작하였다. 모델 제작 시, 자연치열의 고정성 보철물 수복에 추천되는 이상적인 치관 대 치근 비율을 참고하여 실험 1군에서 치관 대 임플란트 비율을 1:1로 설정하였고[14], 치관의 길이는 다른 실험군에도 동일하게 적용하였다. Lekhom과 Zarb의 골질 분류에 치조정 피질골 또는 상악동저 피질골이 결손된 경우를 포함시킨 Bahat의 분류[4]를 참고하여 피질골이 결손된 모델 제작을 고려하였으나, 기존의 4형 골질의 정의에 맞추고, 얇은 피질골을 포함시킨 다른 연구를 참고하여 치조정과 상악동저 피질골의 두께를 0.5 mm로 하였다.[27] 그러나, 피질골이 결손된 유한요소 모델에서 치조골 변형율이 상당히 높은 것으로 확인되었고,[27] 상악골 전후방부에 식립한 임플란트에 대한 전향적 연구에서 치조정 피질골과 상악동저 피질골 모두 결손된 비율이 17%에 이르는 것으로 나타났으므로[49] 향후 피질골 결손을 가정한 연구가 필요하다.

실험 2, 3군의 잔존골 깊이 4 mm 모델에서 임플란트는 상악동저 피질골을 관통하여 상악동으로 4 mm 침투하였다. 이는 실제 임상에서는 바람직하지 않은 상황이므로[50, 51] 실험 2군의 잔존골 깊이 4 mm 모델에서 임플란트가 상악동으로 돌출한 부분을 삭제하여 분석해 보았고, 각 부분에서 관찰된 응력차이가 3~5 MPa로 크지 않은 것을 확인하였다. 이는 유한요소법적 연구에서 상악동을 침투한 깊이에 따른 응력의 차이가 나타나지 않은 Tepper의 연구와 유사한

것으로 보인다.[27]

실험 1군은 기존의 유한요소법 연구결과와 유사하게 협설측 피질골에 등가응력이 집중되었고[22, 26], 협측에 보다 큰 응력이 가해졌다. 협측에는 하중과 유사한 방향의 압축응력이, 설측에는 협측 교합면 방향으로 인장응력이 작용함을 볼 수 있었다(Fig. 17. c, d). 그리고 소주골에서 4형의 골질을 가정하여 탄성계수를 피질골(13.7 GPa)보다 상당히 낮은 0.69 GPa로 설정하였으므로 피질골과 소주골에 가해지는 응력차가 상당하였다(Table 4). 이는 단일 임플란트에서 골질을 변수로 삼아 응력분포를 비교한 연구에서 3, 4형 골질의 피질골에 높은 응력이 집중되었다고 보고한 Sevimay의 연구결과와 유사하다.[32] 유한요소법적 연구는 재료의 물성, 경계조건, 하중조건에 상당히 예민하므로[32] 실험 2, 3, 4군과 동일한 상기 조건을 갖춘 실험 1군을 나머지 실험군에 대한 대조군으로 삼았다.

실험 2군에서 치조정 피질골의 최대 등가응력은 잔존골 깊이 6 mm 모델부터 깊어질수록 실험 1군의 최대 등가응력치인 220.7 MPa보다 낮은 수치를 보였고 이는 Koca가 상악골 후방부의 잔존골 깊이를 변수로 한 단일임플란트에 대한 유한요소법 연구에서 4, 5 mm 깊이의 상악골 모델에서 임플란트 주위 응력이 강하게 집중되었고 그 이상의 깊이에서 이보다 양호한 응력분포를 보였다고 한 것과 유사한 경향이다.[26] 치조정 피질골의 설측에 가해진 인장응력은 실험 1, 3군보다 높은 경향을 나타냈는데 이는 임플란트의 직경이 감소하면서, 교합하중에 대해 각각 지렛대의 받침점과 작용점으로 작용하는 임플란트의 협측과 설측의 거리가 감소하여 발생한 지렛대효과로 여겨진다. 상악동저 피질골에서는, 최대, 최소 주응력이 관찰되는 위치가 같은 실험군 안에서도

협측이나 설측방향의 일관성을 보이지 않았고, 피질골의 상악동측면에서 관찰되기도 하고 소주골측면에서 관찰되기도 하였는데, 이는 상악동저 피질골에 접촉한 나사산의 형태 따라 응력이 다른 방향에 가해진 것으로 추정된다. 잔존골 깊이 6 mm 모델의 상악동저 피질골과 접촉한 나사산의 형태는 해당부위에서 상악동측으로 진행할수록 나사산이 확장되는 형태로 접촉하고 있고, 7 mm 모델은 나사산이 좁아지는 형태로 접촉하고 있다(Fig. 15).

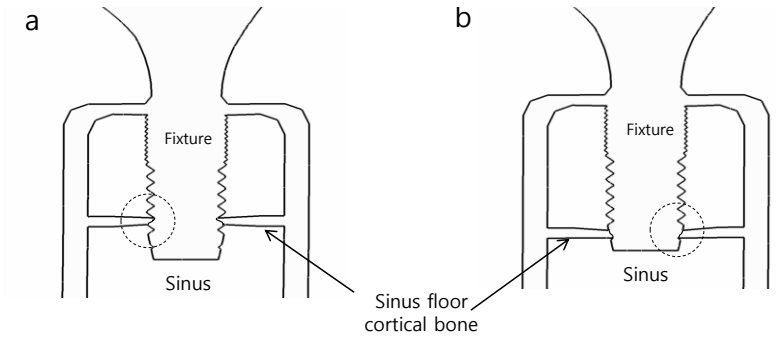

Fig. 15. Sinus floor cortical bone engagement of implant.
a) group 2(6 mm) model, b) group 2(7 mm) model.

협측으로 경사진 하중에 의해 협측 방향의 회전력이 가해지면서, 6 mm 모델에서는 협측에 인장응력, 설측에 압축응력이 집중되고, 7 mm 모델에서는 반대로 협측에 압축응력이 설측에 인장응력이 집중된 것으로 사료된다.

실험 3군은 임플란트간에 단차를 주어 삼각구조(tripodism)로 식립한 모델로, 단차를 주는 것에 대해 임상적으로 계획되고 조절된 연구는 없었지만 Eckert 등은 부분무치악과 완전무치악을 비교하여 부분무치악에서 5배나 많은 임플란트의 파절을 관찰하였다고 하였고, 이는 임플란트를 부분무치악에 직렬로 식립한 경우보다 곡선의 악궁을 가진 완전무치악에 식립한 경우의 임플란트

배열이 적은 파절비율에 기여했다고 추론해볼 수 있다.[52] Sutpideler 등은 단차(Offset)를 주어 식립하는 것과 보철물의 높이, 하중의 방향을 변수로 한 유한요소 연구에서 단차를 주어 식립하는 방법이 임플란트 주위 치조골에 가해지는 응력을 감소시키는 효과는 있지만 경사진 하중을 가함으로써 증가한 응력을 상쇄하진 못하였다고 보고하였다.[28] Akca 등은 하악 구치부에 식립한 3개의 임플란트를 직렬로 식립한 경우와 협측으로 단차를 주어 식립한 모델에 대한 유한요소법 연구를 시행하여 압축과 인장응력을 비교하였는데, 단차를 주어 식립한 것은 효과가 없었고 임플란트의 직경을 증가시킴으로써 임플란트 주위의 최대응력을 감소시킬 수 있었다고 보고하고 있다.[53] 그러나 이 연구에서는 물성이 양호한 하악 구치부를 모델링하여 실험하였고, 삼각구조 식립 시 길이 10 mm의 임플란트를 이용하였으므로, 연약한 골질에 짧은 임플란트를 식립한 경우와는 연구결과에 차이가 있으리라 사료된다. 실험 3군에서 치조정 피질골의 최대 등가응력은 실험 2군보다 다소 낮은 경향을 보였고, 잔존골 깊이 5 mm 모델부터 실험 1군보다 작은 최대 등가응력치를 보였다. 이는 앞서 언급한 Sutpideler 등의 연구결과와 유사한 것으로 사료된다. 실험 3군의 등가응력과 주응력의 분포(Fig. 22~25)는 실험 2군(Fig. 18~21)에서의 응력이 협설측에 다소 혼재하면서 집중도가 낮았던 반면에 전 영역에 걸쳐서 집중도가 높게 나왔다. 치조정과 상악동저 피질골 모두 양측 근원심 임플란트의 협측과 중심측 임플란트의 설측에 등가응력이 집중되었으나, 이외의 영역에서는 현저히 작은 응력이 관찰되었다. 치조정 피질골에서 압축응력은 근원심 임플란트의 협측에 강하게 집중되었고, 중심측 임플란트에서는 설측에 강한 인장응력이 집중되었다. 그리고 중심측 임플란트

설측의 인장응력 방향이 5 mm 모델부터 보다 수직선에 가까워진 것을 볼 수 있었는데(Fig. 22~25), 이는 임플란트를 협설로 분산해서 식립하고 치조정과 상악동저 피질골 사이의 거리가 증가하면서 하중에 대한 임플란트와 보철물의 회전반경이 증가하면서 수직화된 것으로 사료된다. 상악동저 피질골에는 근원심의 협측, 그리고 중심측의 설측에 압축과 인장응력이 뚜렷하게 집중되었고, 잔존골 깊이 7 mm 모델에서 설측의 인장응력이 증가하였는데 이는 해당부위의 나사산이 피질골의 수질골측면에 넓게 접촉하는 것과(Fig. 15. b) 연관이 있는 것으로 보인다.

실험 4군에서는 6×5.7 mm Bicon 임플란트를 이용하였는데 응력의 집중과 방향이 이전의 1, 2, 3군과는 다른 양상을 나타냈다. 전 영역에서 실험 1군보다 낮은 수준의 최대등가응력을 보였다. 이는 실험 4군의 각 모델에서 임플란트와 치조골의 접촉면적은 실험 1, 2군보다 22~28%정도 넓고, 이로인해 응력이 효율적으로 분산된 것으로 사료된다.[13, 54] 잔존골 깊이에 따라 비교하면 4, 5 mm 모델에서 치조정 피질골보다 상악동저 피질골의 협측에 등가응력이 강하게 집중되었고, 압축, 인장응력도 상악동저 피질골에 강하게 집중되었다. 이와 반대로 6 mm 모델에서는 치조정 피질골에 가해지는 등가응력과 압축, 인장응력이 상악동저 피질골보다 조금 더 높게 나타났고, 7 mm 모델에서는 치조정 피질골에 가해진 응력이 다소 증가하였다. 이는 4, 5 mm 모델에서는 임플란트 주위에 돌출된 날개(fin)가 상악동저 피질골에 넓게 접촉되어 강한 응력이 가해진 것으로 보이고, 6 mm 모델은 상악동저 피질골과의 접촉면적이 감소하고, 7 mm 모델에서는 상악동저 피질골과 접촉하지 않아 치조정 피질골에 가해진 응력이 다소 증가한 것으로 사료된다(Fig. 16).

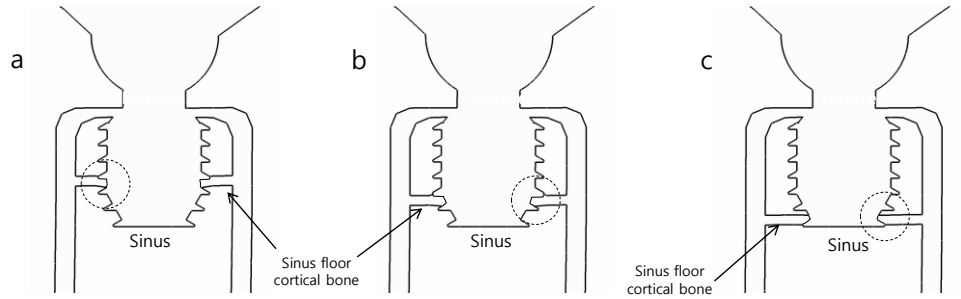

Fig. 16. Sinus floor cortical bone engagement of implant of group 4 models.
a) residual bone depth 4 mm model, b) residual bone depth 5 mm model, c) residual bone depth 6 mm model.

실험 4군의 전 모델에서 치조골정에 가해지는 압축과 인장응력의 방향이 수평인 것을 관찰할 수 있었는데(Fig. 26~29), 이는 고정체의 상부형태가 경사져 있고, 임플란트의 전체 외형도 항아리와 같은 형태에 날개(fin)를 주어 회전력에 저항하게 설계한 것과 연관이 있는 것으로 보인다.

임계응력을 초과한 영역의 부피 측정은 임플란트 주위골에 가해지는 과하중 영역의 넓이를 비교한 Bozkaya의 연구를 참고한 것이다.[37] 본 연구에서 부피 측정 결과가 등가응력의 비교와 유사한 경향을 보였지만 실험 1군의 임계응력 초과영역의 부피가 가장 큰 것으로 나타나는 등 약간의 차이가 있었다. 대부분의 치과용 임플란트에 관한 유한요소법적 연구에서 각 모델을 비교하는 수단으로 최대 등가응력(maximum von Mises stress)을 이용하지만 이는 생체조직인 치조골의 하중에 대한 반응을 정확하게 반영하지 못한다. 그러므로 생체현상을 정밀하게 재현할 수 있는 유한요소 분석법의 개발이 필요하고, 응력과 관계된 부피 측정법 또한 검증이 필요하다.

본 연구를 통해 불량하고 부족한 골조건에서 골이식을 배제한 임플란트

식립시 고려할 수 있는 몇가치 치료계획에 대한 응력 양상을 관찰할 수 있었다. 이 연구에서의 결과를 임상적으로도 적용할 수 있는가에 대한 검증이 필수적이고, 향후 모델을 보다 실제에 가깝게 재현하기 위하여 악골의 형태를 개선하고, 비등방성의 물성을 적용하며, 임플란트와 치조골의 접촉조건을 개선하는 연구가 필요하다. 그리고, 연구 결과 얻어낸 응력과 실제 골조직의 반응을 연관시켜, 치료결과를 예측하여 임플란트의 설계와 치료계획에 반영하기 위한 연구도 필요하다.

V. 결 론

본 연구에서는 4형 골질과 부족한 골량의 상악 좌측 제1, 2대구치 부위에, 상악동 골이식을 배제하고 임플란트를 식립하는 경우를 가정하여 3차원 유한요소법적 분석을 시행하였다. 세개의 OsseoSpeed™ 3.5×8 mm 임플란트를 직렬 혹은 단차를 주어 식립한 모델과 두개의 Bicon 6×5.7 mm 임플란트를 식립한 모델을 네가지 잔존골 깊이(4, 5, 6, 7 mm)에 따라 제작하였다. 이와 함께 두개의 OsseoSpeed™ 4.5×11 mm 임플란트를 13 mm 깊이의 악골에 식립한 모델을 제작하여 비교하였다. 연구의 한계 내에서 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 세개의 OsseoSpeed™ 3.5×8 ㎜ 임플란트를 직렬로 식립한 경우 6, 7 mm의 잔존골 깊이에서, 두개의 OsseoSpeed™ 4.5×11 ㎜ 임플란트를 식립한 경우보다 치조정 피질골에 가해지는 최대 등가응력이 낮았다.
2. 세개의 OsseoSpeed™ 3.5×8 ㎜ 임플란트를 삼각구조로 식립한 경우, 5, 6, 7 mm의 잔존골 깊이에서, 두개의 OsseoSpeed™ 4.5×11 ㎜ 임플란트를 식립한 경우보다 치조정 피질골에 가해지는 최대 등가응력이 낮았고, 세개의 OsseoSpeed™ 3.5×8 ㎜ 임플란트를 직렬로 식립한 경우보다 응력이 다소 낮았다.
3. 두개의 Bicon 6×5.7 ㎜ 임플란트를 식립한 경우, 4, 5, 6, 7 mm의 잔존골 깊이에서, 두개의 OsseoSpeed™ 4.5×11 ㎜ 임플란트를 식립한 경우보다

치조정 피질골에 가해지는 최대 등가응력이 낮았고, 전반적으로 세개의 OsseoSpeed™ 3.5×8 ㎜ 임플란트를 식립한 경우보다 응력이 낮았다.

이상의 결과로 골량이 부족하고 골질이 불량한 경우 상악동 골이식을 배제하고 임플란트의 개수, 직경 등을 변화시킴으로써 유한요소 모델의 치조골에 가해지는 응력을 효율적으로 분산시킬 수 있음을 확인하였고, 향후 이를 검증하기 위한 생체연구가 필요하다.

참고문헌

1. Morand M, Irinakis T. The challenge of implant therapy in the posterior maxilla: providing a rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol* 2007;**33**(5):257-66.

2. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 1991 Jan;**62**(1):2-4.

3. Lekholm U ZG. Patient selection and preparation. In Branemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T, editors: Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry, Chicago, Quintessence. 1985.

4. Bahat O. Branemark system implants in the posterior maxilla: clinical study of 660 implants followed for 5 to 12 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000 Sep-Oct;**15**(5):646-53.

5. Ulm C, Kneissel M, Schedle A, Solar P, Matejka M, Schneider B, et al. Characteristic features of trabecular bone in edentulous maxillae. *Clin Oral Implants Res* 1999 Dec;**10**(6):459-67.

6. 연제영, 채경준, 정의원, 김창성, 최성호, 조규성. 측방 접근법에 의한 상악동 거상술을 이용하여 식립된 골내 임플란트의 10년간 후향적 연구. *대한치주과학회지* 2007;**37**(4):691-704.

7. Boyne PJ, James RA. Grafting of the maxillary sinus floor with autogenous marrow and bone. *J Oral Surg* 1980 Aug;**38**(8):613-6.

8. Tatum OH, Jr., Lebowitz MS, Tatum CA, Borgner RA. Sinus augmentation. Rationale, development, long-term results. *N Y State Dent J* 1993 May;**59**(5):43-8.

9. Tan WC, Lang NP, Zwahlen M, Pjetursson BE. A systematic review of the success of sinus floor elevation and survival of implants inserted in combination with sinus floor elevation. Part II: transalveolar technique. *J Clin Periodontol* 2008 Sep;**35**(8 Suppl):241-54.

10. Del Fabbro M, Testori T, Francetti L, Weinstein R. Systematic review of survival rates for implants placed in the grafted maxillary sinus. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2004 Dec;**24**(6):565-77.

11. Schwartz-Arad D, Herzberg R, Dolev E. The prevalence of surgical complications of the sinus graft procedure and their impact on implant survival. *J Periodontol* 2004 Apr;**75**(4):511-6.

12. Griffin TJ, Cheung WS. The use of short, wide implants in posterior areas with reduced bone height: a retrospective investigation. *J Prosthet Dent* 2004 Aug;**92**(2):139-44.

13. Misch CE. Dental Implant Prosthetics. Mosby. 2005. p323, 540-545.

14. Herbert T. Shillingburg J, Sumiya Hobo, Lowell D. Whitsett, Richard Jacobi, Susan E. Brackett. 고정성 치과보철학. Quontessence. 신흥인터내셔날. 1998. p89, 90.

15. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006 Mar-Apr;**21**(2):275-82.

16. Schulte J, Flores AM, Weed M. Crown-to-implant ratios of single tooth implant-supported restorations. *J Prosthet Dent* 2007 Jul;**98**(1):1-5.

17. Renouard F, Nisand D. Short implants in the severely resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*

2005;7 Suppl 1:S104-10.

18. Fugazzotto PA, Beagle JR, Ganeles J, Jaffin R, Vlassis J, Kumar A. Success and failure rates of 9 mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with individual crowns: preliminary results 0 to 84 months in function. A retrospective study. *J Periodontol* 2004 Feb;75(2):327-32.

19. Ferrigno N, Laureti M, Fanali S. Dental implants placement in conjunction with osteotome sinus floor elevation: a 12-year life-table analysis from a prospective study on 588 ITI implants. *Clin Oral Implants Res* 2006 Apr;17(2):194-205.

20. Nedir R, Bischof M, Briaux JM, Beyer S, Szmukler-Moncler S, Bernard JP. A 7-year life table analysis from a prospective study on ITI implants with special emphasis on the use of short implants. Results from a private practice. *Clin Oral Implants Res* 2004 Apr;15(2):150-7.

21. das Neves FD, Fones D, Bernardes SR, do Prado CJ, Neto AJ. Short implants--an analysis of longitudinal studies. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006 Jan-Feb;21(1):86-93.

22. Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Implants Res* 2006 Oct;17 Suppl 2:8-18.

23. Wokff J: The laws of bone remodeling. Berlin. 1986. Springer(Translated by P Maquet and R Furlong; originally published in 1892).

24. Frost HM. Mechanical adaptation: Frost's mechanostat theory. In Martin RB, Burr DB, editors: Structure, function, and adaptation of compact bone. 1989.

25. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *J Dent Res* 1976 Sep-Oct;**55**(5):772-7.

26. Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A. Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *J Prosthet Dent* 2005 Jan;**93**(1):38-44.

27. Tepper G, Haas R, Zechner W, Krach W, Watzek G. Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla: a mathematical study of the sinus floor augmentation. *Clin Oral Implants Res* 2002 Dec;**13**(6):657-65.

28. Sutpideler M, Eckert SE, Zobitz M, An KN. Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004 Nov-Dec;**19**(6):819-25.

29. 유성현, 박원희, 박주진, 이영수. 수종의 임플랜트 시스템에 따른 유한요소법적 응력분석에 관한 연구. *대한치과보철학회지* 2006;**44**(2):207-16.

30. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2008 Dec;**100**(6):422-31.

31. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral*

Maxillofac Implants 2003 May-Jun;**18**(3):357-68.

32. Sevimay M, Turhan F, Kilicarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent* 2005 Mar;**93**(3):227-34.

33. Bakke M, Holm B, Jensen BL, Michler L, Moller E. Unilateral, isometric bite force in 8-68-year-old women and men related to occlusal factors. *Scand J Dent Res* 1990 Apr;**98**(2):149-58.

34. 허진경, 계기성, 정재헌. 임플랜트-지대주의 연결방법에 따른 임플랜트 보철의 유한요소 응력분석. *대한치과보철학회지* 2005;**43**(4):544-61.

35. 김유리, 조혜원, 이재봉. 내부연결방식 임플랜트 시스템의 삼차원 유한요소법적 연구. *대한치과보철학회지* 2006;**44**(1):85-102.

36. 태성 에스엔이 FEA 사업부. ANSYS Workbench 왕초보 탈출하기. 시그마프레스. 2007. p62, 63.

37. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *The Journal of prosthetic dentistry* 2004;**92**(6):523-30.

38. Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski G, Schepers E, Van der Perre G. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *J Oral Rehabil* 1998 Nov;**25**(11):847-58.

39. Mellal A, Wiskott HW, Botsis J, Scherrer SS, Belser UC. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three

numerical models and validation by in vivo data. *Clin Oral Implants Res* 2004 Apr;**15**(2):239-48.

40. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001 Jun;**85**(6):585-98.

41. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. Role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol* 2000;**26**(2):77-81.

42. Nomoto S, Matsunaga S, Ide Y, Abe S, Takahashi T, Saito F, et al. Stress distribution in maxillary alveolar ridge according to finite element analysis using micro-CT. *Bull Tokyo Dent Coll* 2006 Nov;**47**(4):149-56.

43. Akagawa Y, Sato Y, Teixeira ER, Shindoi N, Wadamoto M. A mimic osseointegrated implant model for three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2003 Jan;**30**(1):41-5.

44. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000 Jan-Feb;**15**(1):15-46.

45. Stoppie N, Van Oosterwyck H, Jansen J, Wolke J, Wevers M, Naert I. The influence of Young's modulus of loaded implants on bone remodeling: An experimental and numerical study in the goat knee. *Journal of Biomedical Materials Research Part A* 2009 Sep;**90A**(3):792-803.

46. Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthod* 2004 Feb;**74**(1):3-15.

47. Li J, Li H, Shi L, Fok AS, Ucer C, Devlin H, et al. A mathematical model for simulating the bone remodeling process under mechanical stimulus. *Dent Mater* 2007 Sep;**23**(9):1073-8.

48. Lin D, Li Q, Li W, Duckmanton N, Swain M. Mandibular bone remodeling induced by dental implant. *Journal of Biomechanics* 2009;**doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.08.024**.

49. Bahat O. Technique for placement of oxidized titanium implants in compromised maxillary bone: prospective study of 290 implants in 126 consecutive patients followed for a minimum of 3 years after loading. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2009;**24**(2):325-34.

50. 이승호, 최병호, 주석강, 정재형, 유태민, 이현중. 상악동 내 노출된 임플란트의 치유양상. *대한치주과학회지* 2005;**35**(4):1073-9.

51. 이재관, 엄흥식, 장범석. 상악동을 천공한 임플란트의 생존율에 대한 후향적 연구. *대한치주과학회지* 2006;**36**(4):891-900.

52. Eckert SE, Meraw SJ, Cal E, Ow RK. Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000 Sep-Oct;**15**(5):662-7.

53. Akca K, Iplikcioglu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001 Sep-Oct;**16**(5):722-30.

54. Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2004 Jan;**91**(1):20-5.

ABSTRACT

Three dimensional finite element analysis of short implant placement without bone graft on atrophic posterior maxilla

Sei Joong Kim

Department of Dental Science

Graduate School, Yonsei University

(Directed by Prof. Keun-Woo Lee, D.D.S., Ph.D.)

The purpose of this study was to evaluate alternatives to bone graft in treating atrophic posterior maxilla with implants, by means of finite element analysis.

It was assumed that maxillary 1st and 2nd molars were missed and to be restored with implants and splinted gold crowns. Four groups of thirteen posterior edentulous maxilla models were fabricated according to various residual bone depth and treatment plan. Residual bone depth was 13 mm in group 1 model and 4, 5, 6, 7 mm in group 2, 3, 4 model.

In group 1, it was considered as a control group, two sets of OsseoSpeed™ 4.5×11 mm fixture and 6×2.5 mm Direct Abutment™(Astra Tech AB, Mölndal, Sweden) were placed in maxilla model. In group 2 and 3, three sets of OsseoSpeed™ 3.5×8 mm fixture and 4×2.5 mm Direct Abutment™ were installed in maxilla model. On the contrary to the linear arrangement of implants in group 2 models, fixtures were place in staggered position(tripodism) in group 3 models. In group 4, two pieces of Bicon 6×5.7 mm fixture and 6×5 mm non-shouldered abutment(Bicon Dental Implants, Boston, MA, USA) were set into each maxilla model. Oblique loading of 187

N was applied on each central fossa of 1st and 2nd molar at 30° to the long axis. Finite element analysis was conducted and following results were obtained.

Maximum von Mises stresses on crestal cortical bone were lower in group 2 models with 6, 7 mm residual bone depth than in group 1 model. And so it was in group 3 models of 5, 6, 7 mm depth and in all the models of group 4.

By this numerical simulation, it was confirmed that effective stress distribution could be obtained in maxilla model by increasing the number or diameter of implant instead of bone grafting. Additionally, it is essential to verify these results through in vivo study.

Key words: Finite element analysis, Atrophic maxilla, Short implant, Bone graft.

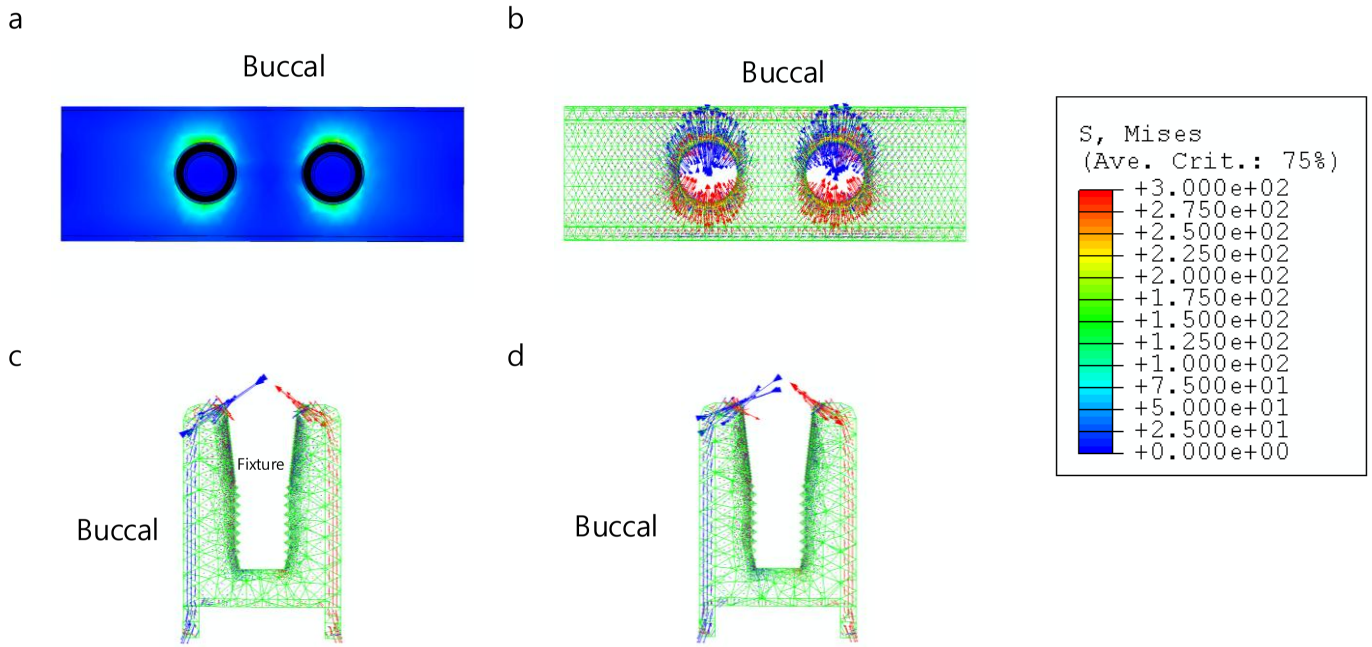

Fig. 17. Stress contour of von Mises stress(a) and symbol plot of principal stress(b, c, d) within residual bone for group 1 model.
a), b) occlusal view, c), d) mesial views of mesial, distal implants. Red arrow: maximum principal stress, blue arrow: minimum principal stress.

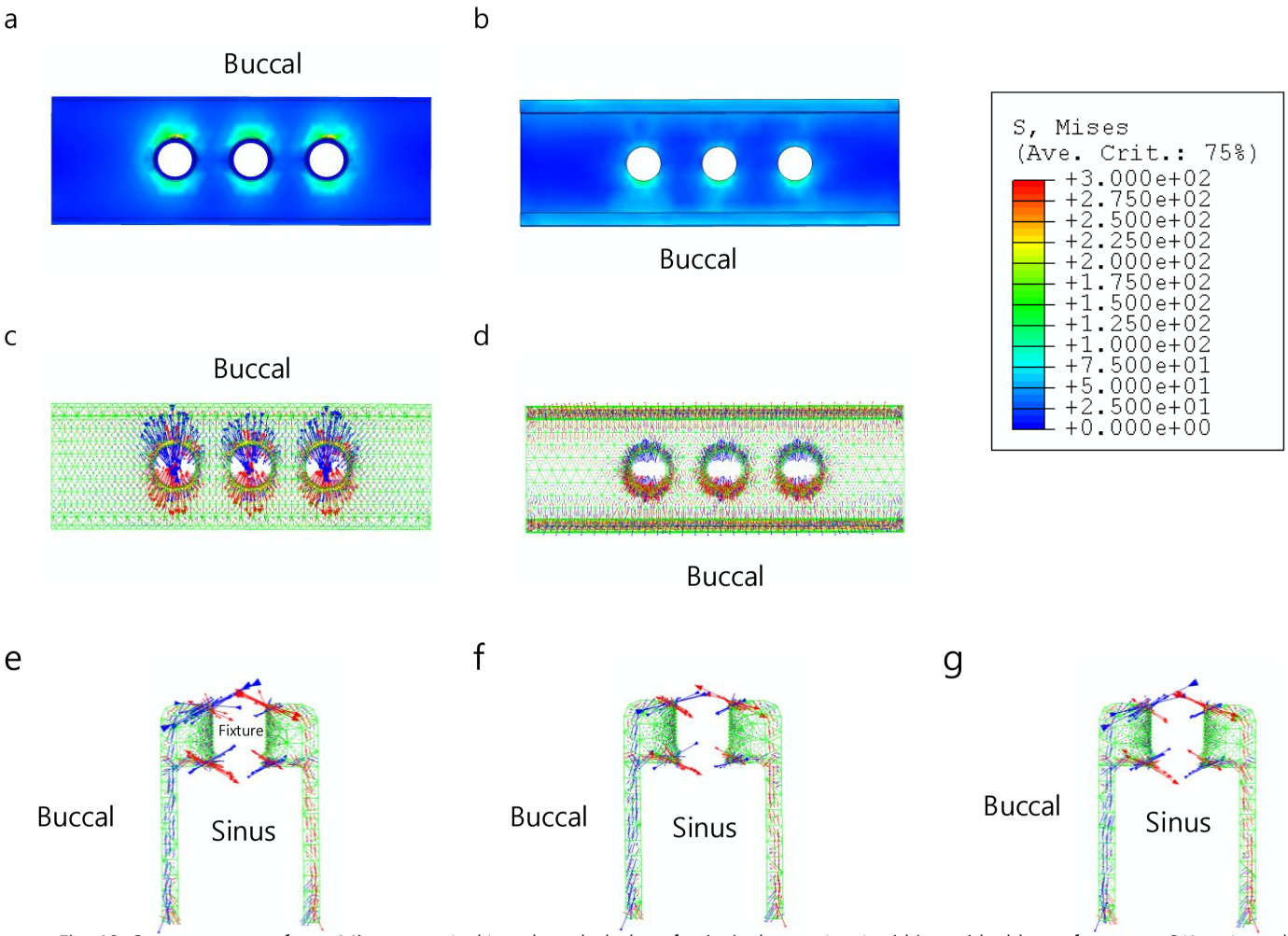

Fig. 18. Stress contour of von Mises stress(a, b) and symbol plot of principal stress(c~g) within residual bone for group 2(4mm) model.
a), c) occlusal view, b), d) apical view, e)~g) mesial views of mesial, middle, distal implants.
Red arrow: maximum principal stress, blue arrow: minimum principal stress.

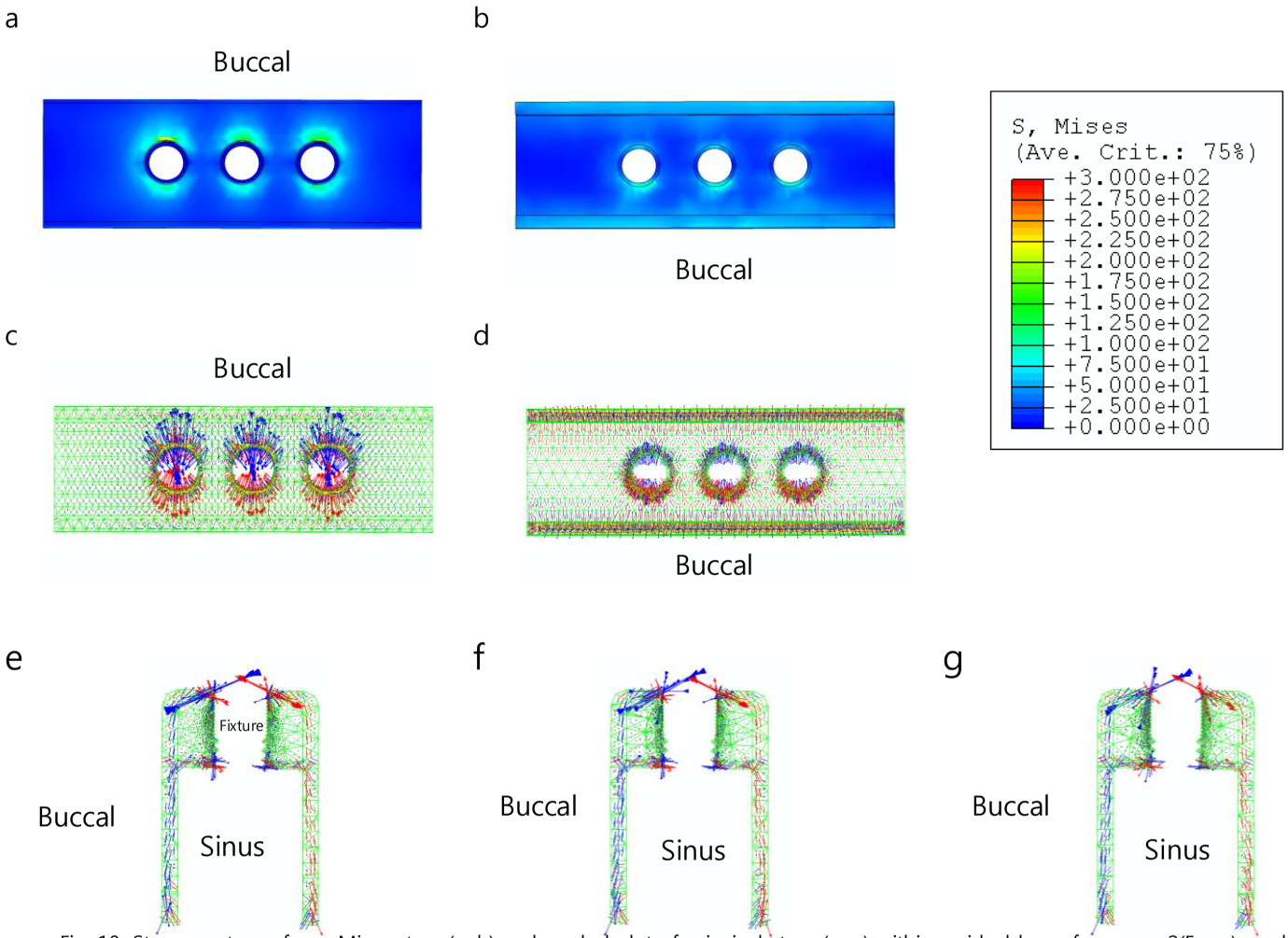

Fig. 19. Stress contour of von Mises stress(a, b) and symbol plot of principal stress(c~g) within residual bone for group 2(5mm) model.
a), c) occlusal view, b), d) apical view, e)~g) mesial views of mesial, middle, distal implants.
Red arrow: maximum principal stress, blue arrow: minimum principal stress.

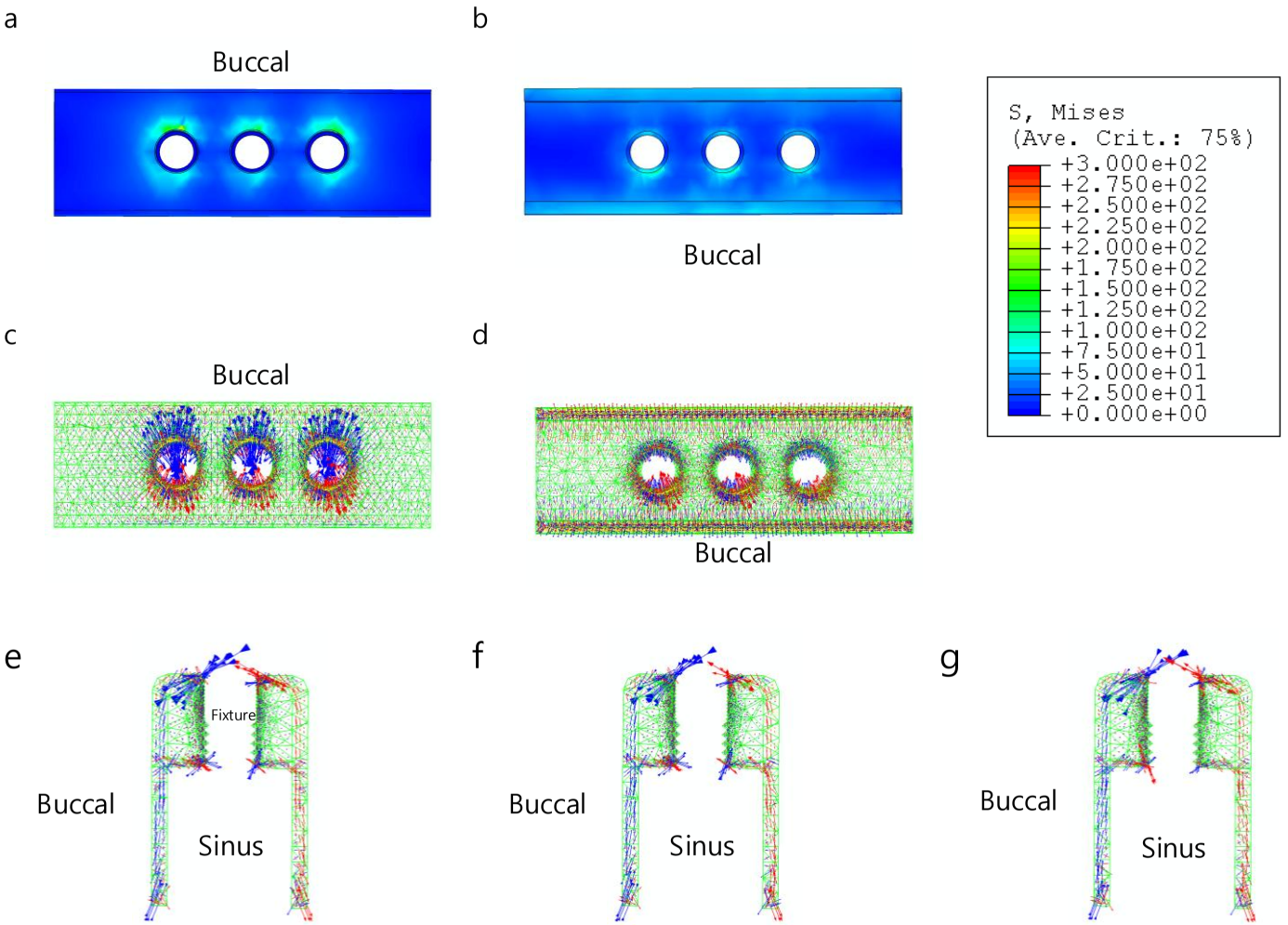

Fig. 20. Stress contour of von Mises stress(a, b) and symbol plot of principal stress(c~g) within residual bone for group 2(6mm) model.
a), c) occlusal view, b), d) apical view, e)~g) mesial views of mesial, middle, distal implants.
Red arrow: maximum principal stress, blue arrow: minimum principal stress.

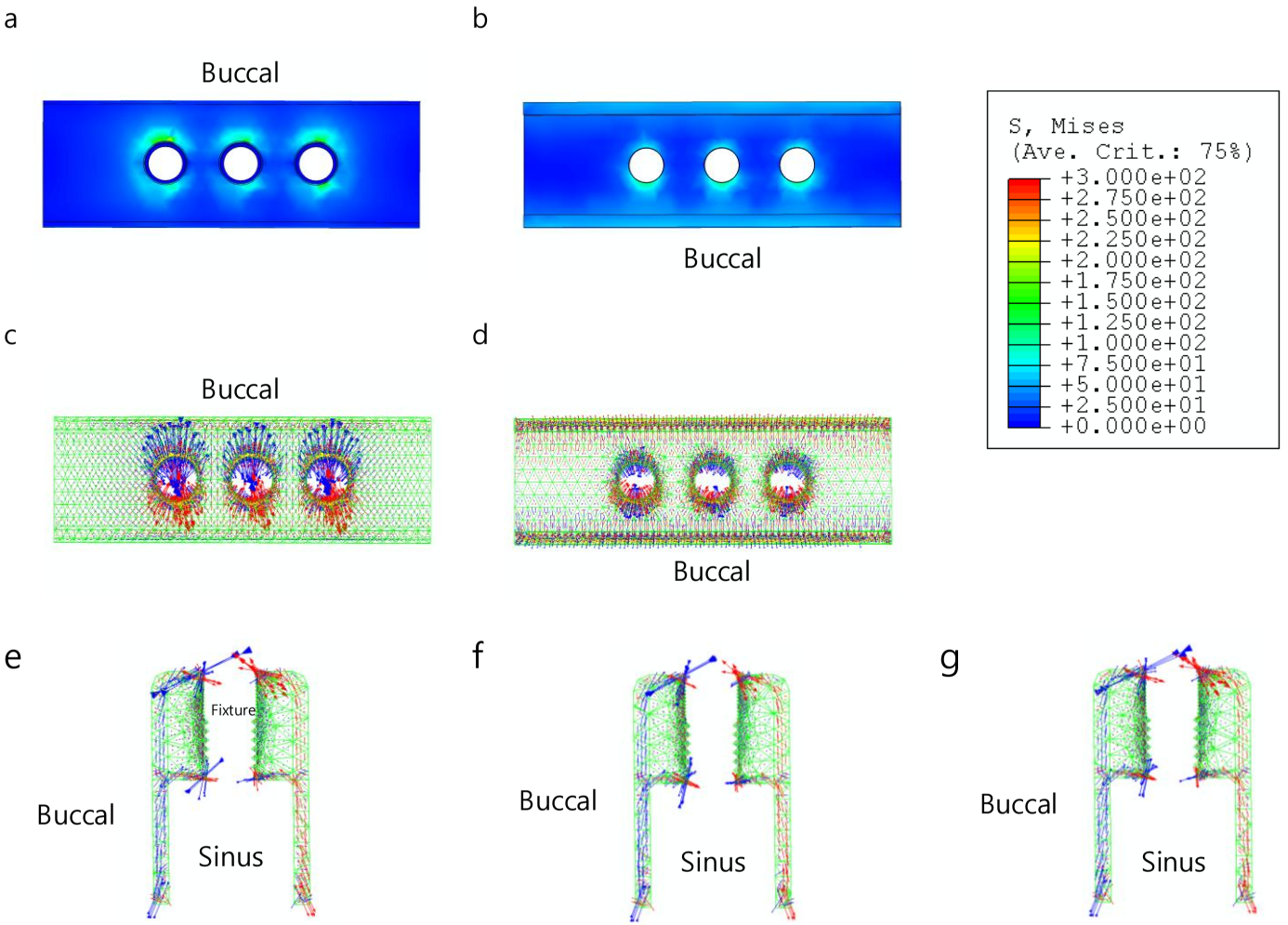

Fig. 21. Stress contour of von Mises(a, b) stress and symbol plot of principal stress(c~g) within residual bone for group 2(7mm) model.
a), c) occlusal view, b), d) apical view, e)~g) mesial views of mesial, middle, distal implants.
Red arrow: maximum principal stress, blue arrow: minimum principal stress.

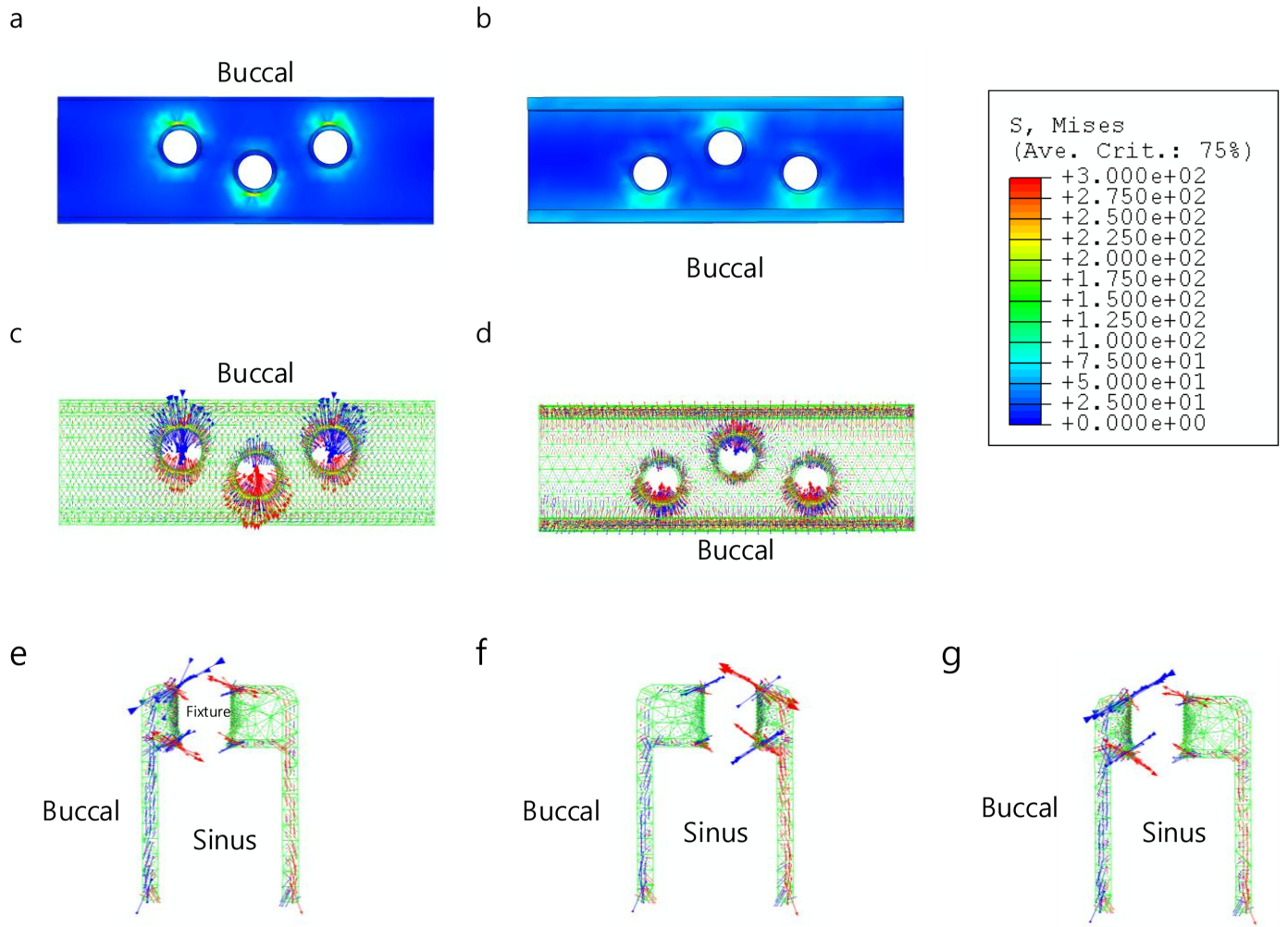

Fig. 22. Stress contour of von Mises stress(a, b) and symbol plot of principal stress(c~g) within residual bone for group 3(4mm) model.
a), c) occlusal view, b), d) apical view, e)~g) mesial views of mesial, middle, distal implants.
Red arrow: maximum principal stress, blue arrow: minimum principal stress.

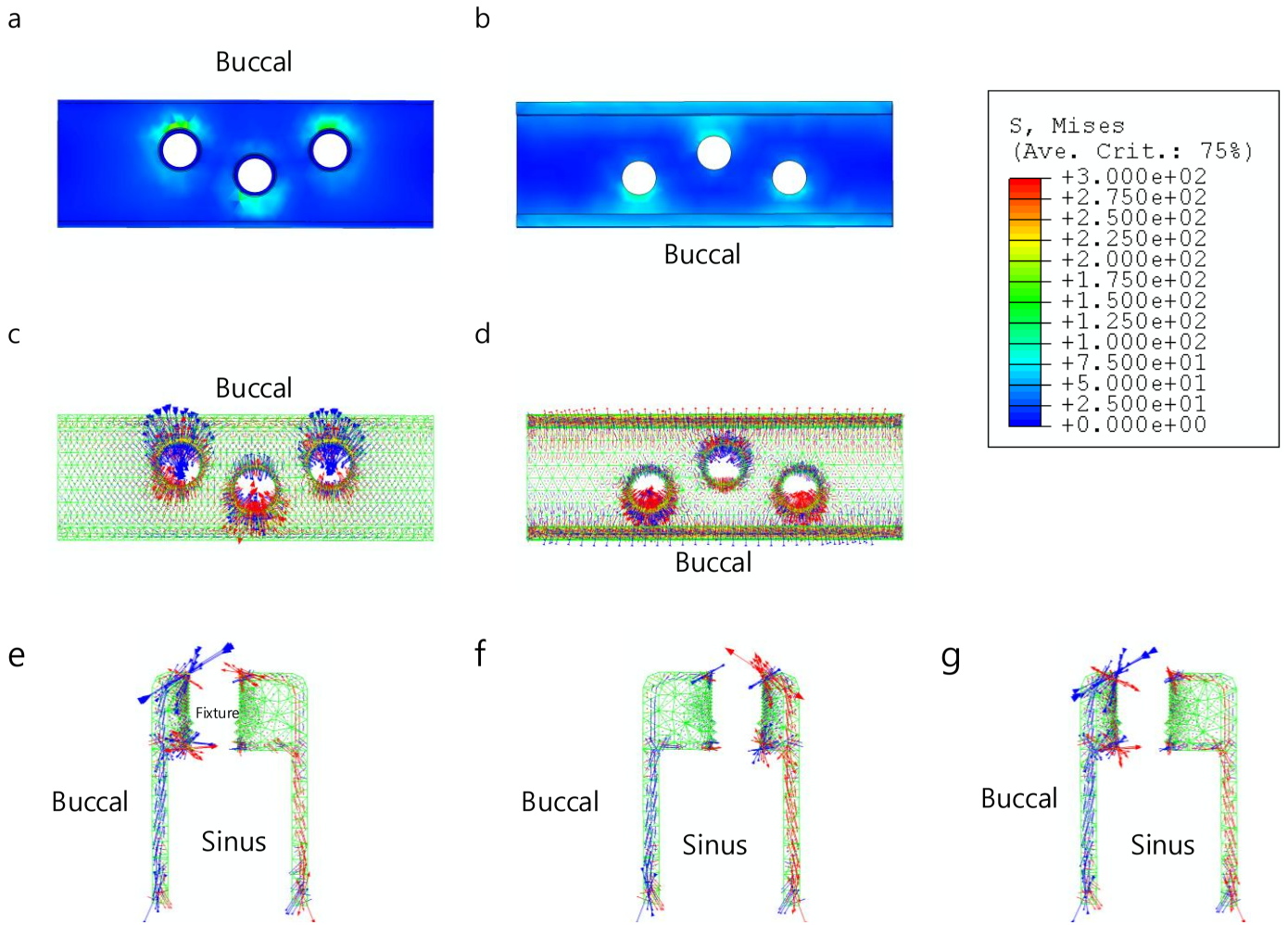

Fig. 23. Stress contour of von Mises stress(a, b) and symbol plot of principal stress(c~g) within residual bone for group 3(5mm) model.
a), c) occlusal view, b), d) apical view, e)~g) mesial views of mesial, middle, distal implants.
Red arrow: maximum principal stress, blue arrow: minimum principal stress.

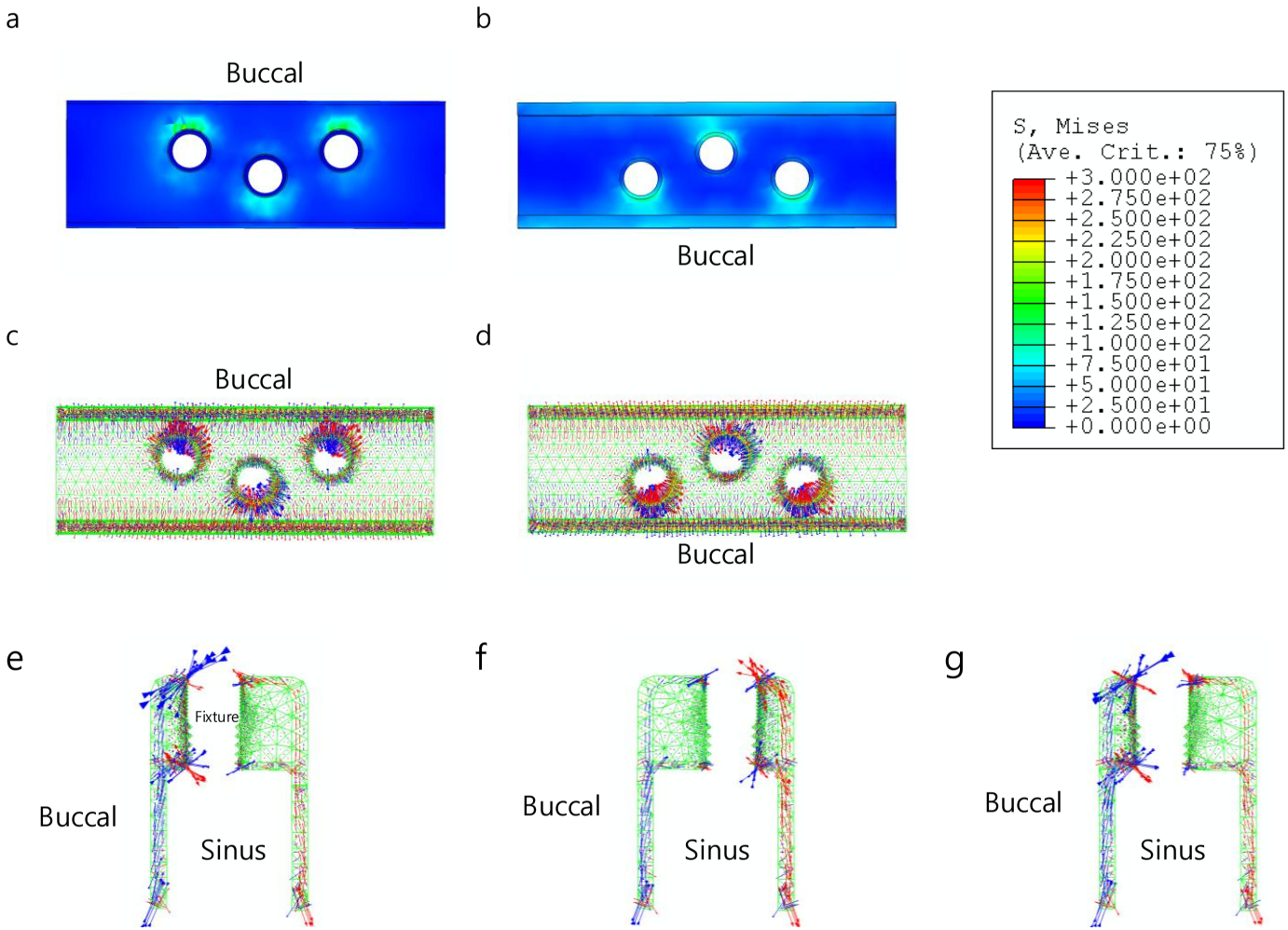

Fig. 24. Stress contour of von Mises stress(a, b) and symbol plot of principal stress(c~g) within residual bone for group 3(6mm) model.
a), c) occlusal view, b), d) apical view, e)~g) mesial views of mesial, middle, distal implants.
Red arrow: maximum principal stress, blue arrow: minimum principal stress.

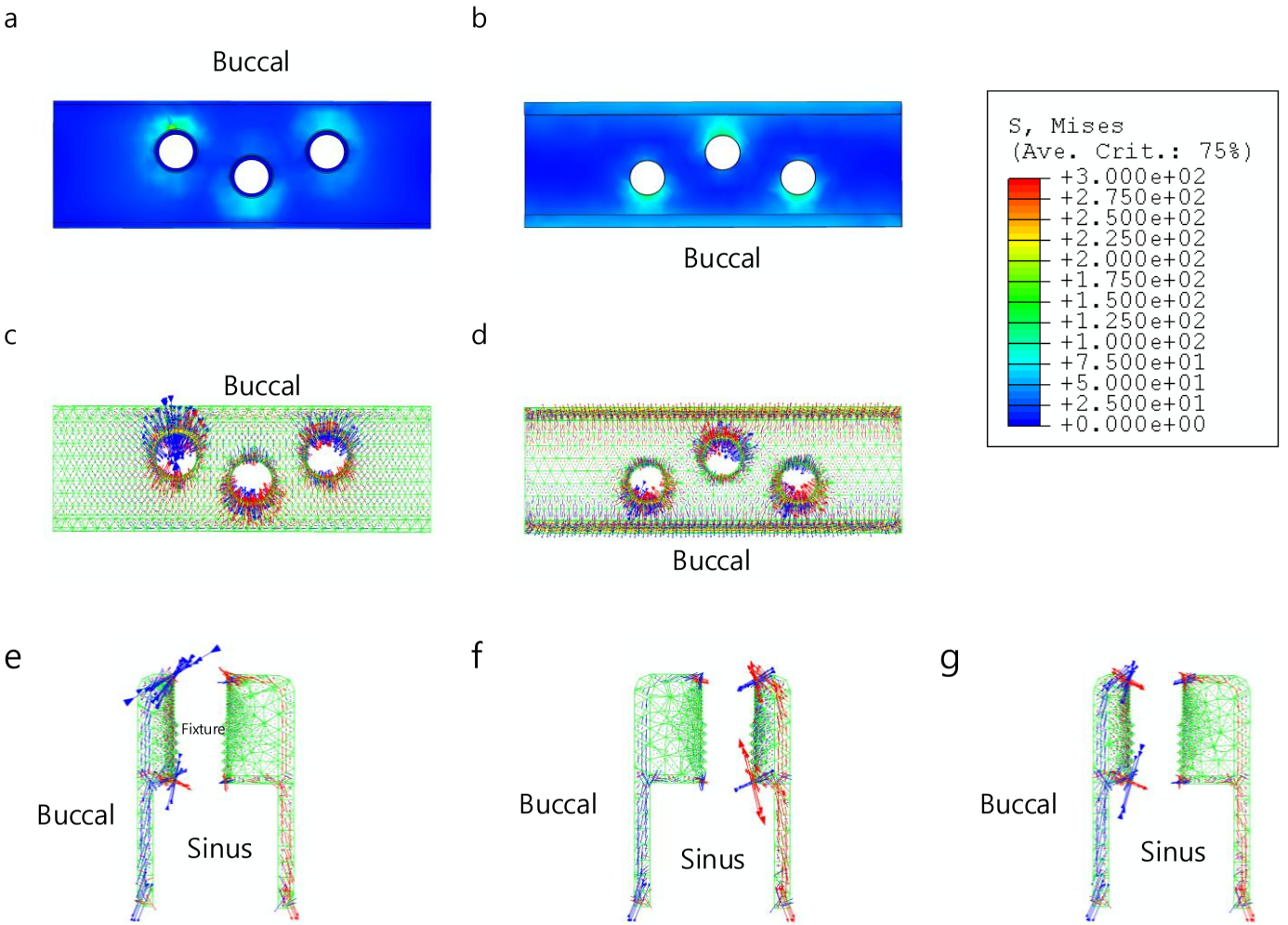

Fig. 25. Stress contour of von Mises stress(a, b) and symbol plot of principal stress(c~g) within residual bone for group 3(7mm) model.
a), c) occlusal view, b), d) apical view, e)~g) mesial views of mesial, middle, distal implants.
Red arrow: maximum principal stress, blue arrow: minimum principal stress.

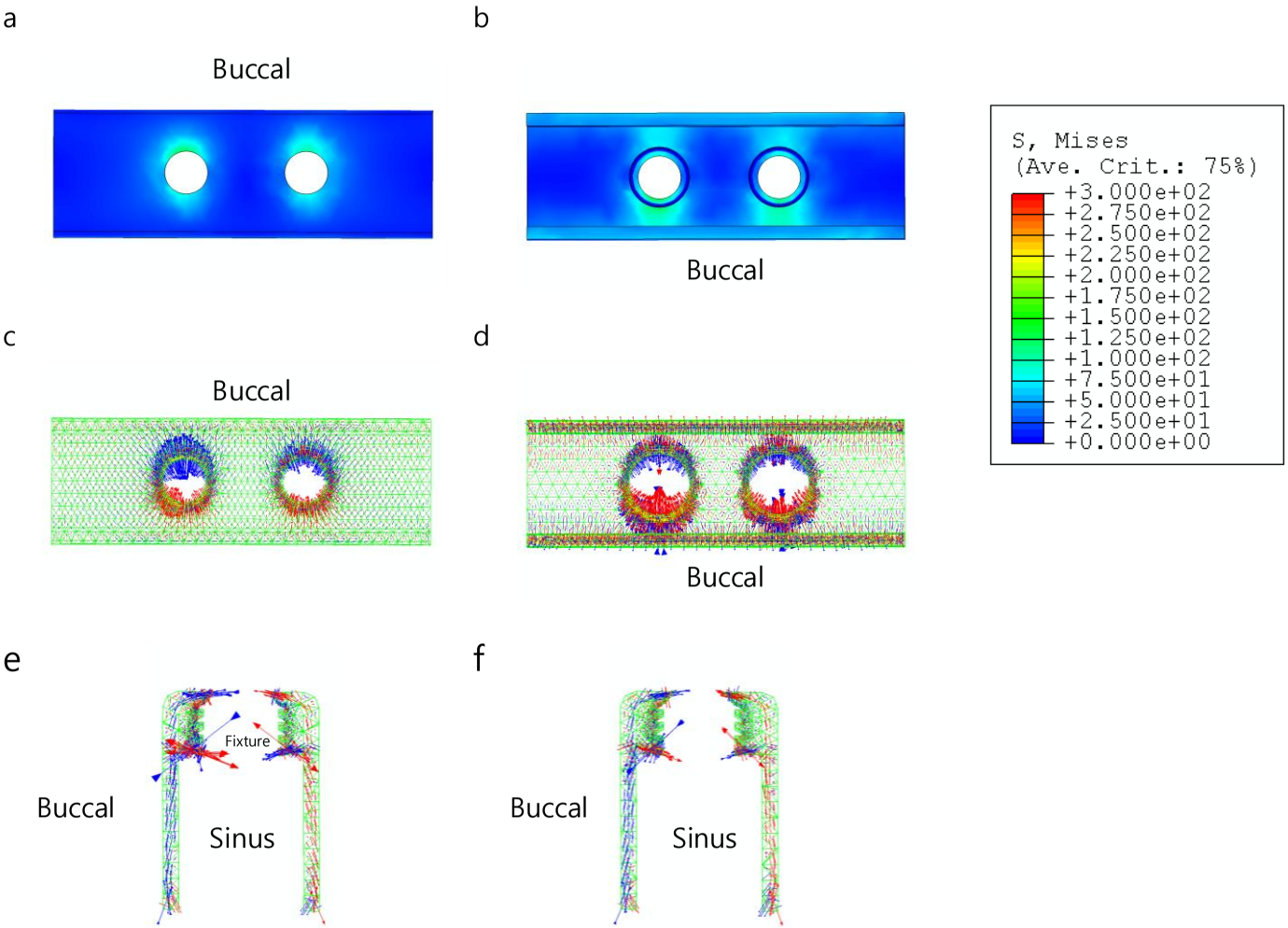

Fig. 26 Stress contour of von Mises stress(a, b) and symbol plot of principal stress(c~f) within residual bone for group 4(4mm) model.
a), c) occlusal view, b), d) apical view, e), f) mesial views of mesial, distal implants.
Red arrow: maximum principal stress, blue arrow: minimum principal stress.

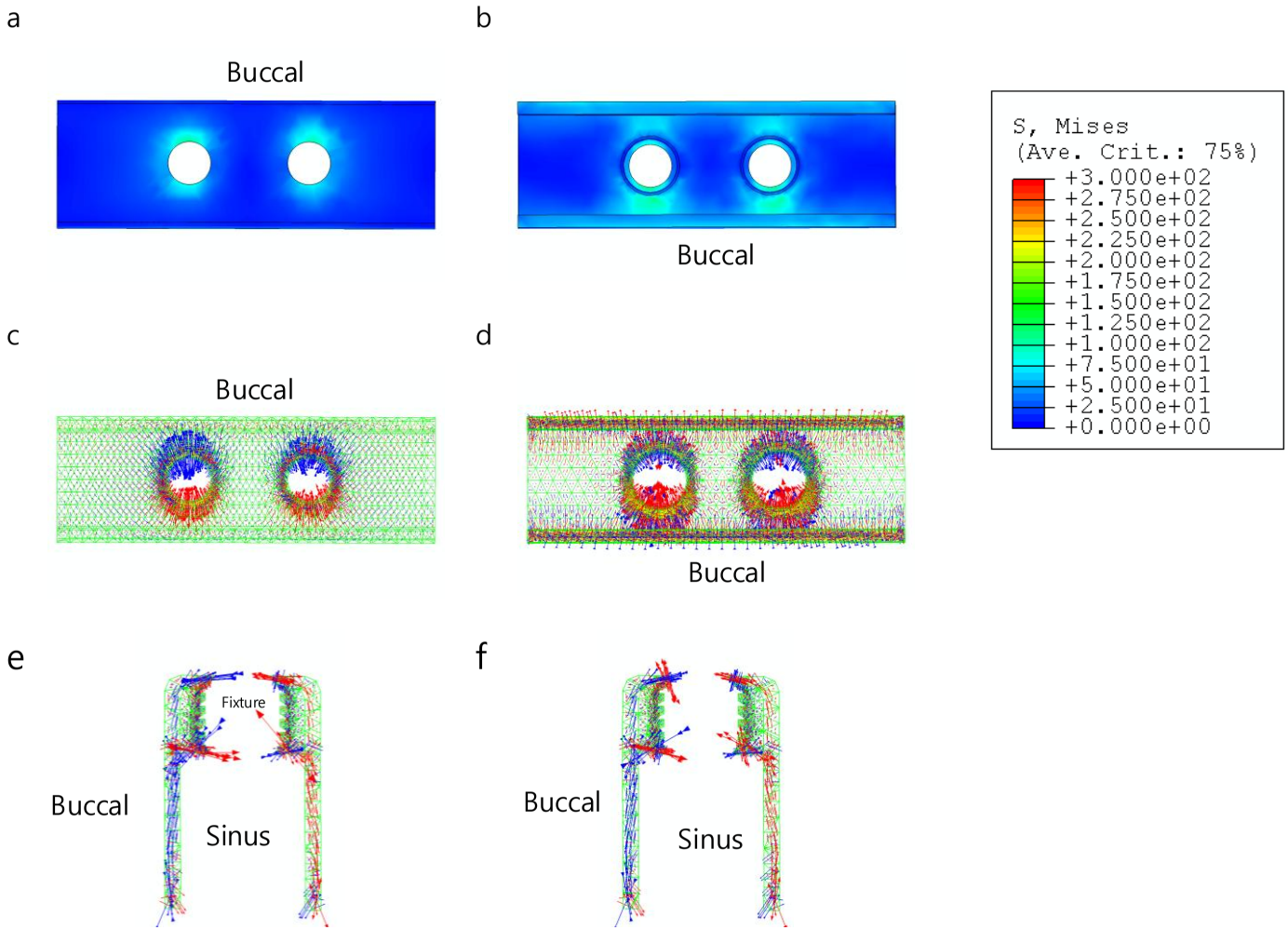

Fig. 27. Stress contour of von Mises stress(a, b) and symbol plot of principal stress(c~f) within residual bone for group 4(5mm) model.
a), c) occlusal view, b), d) apical view, e), f) mesial views of mesial, distal implants.
Red arrow: maximum principal stress, blue arrow: minimum principal stress.

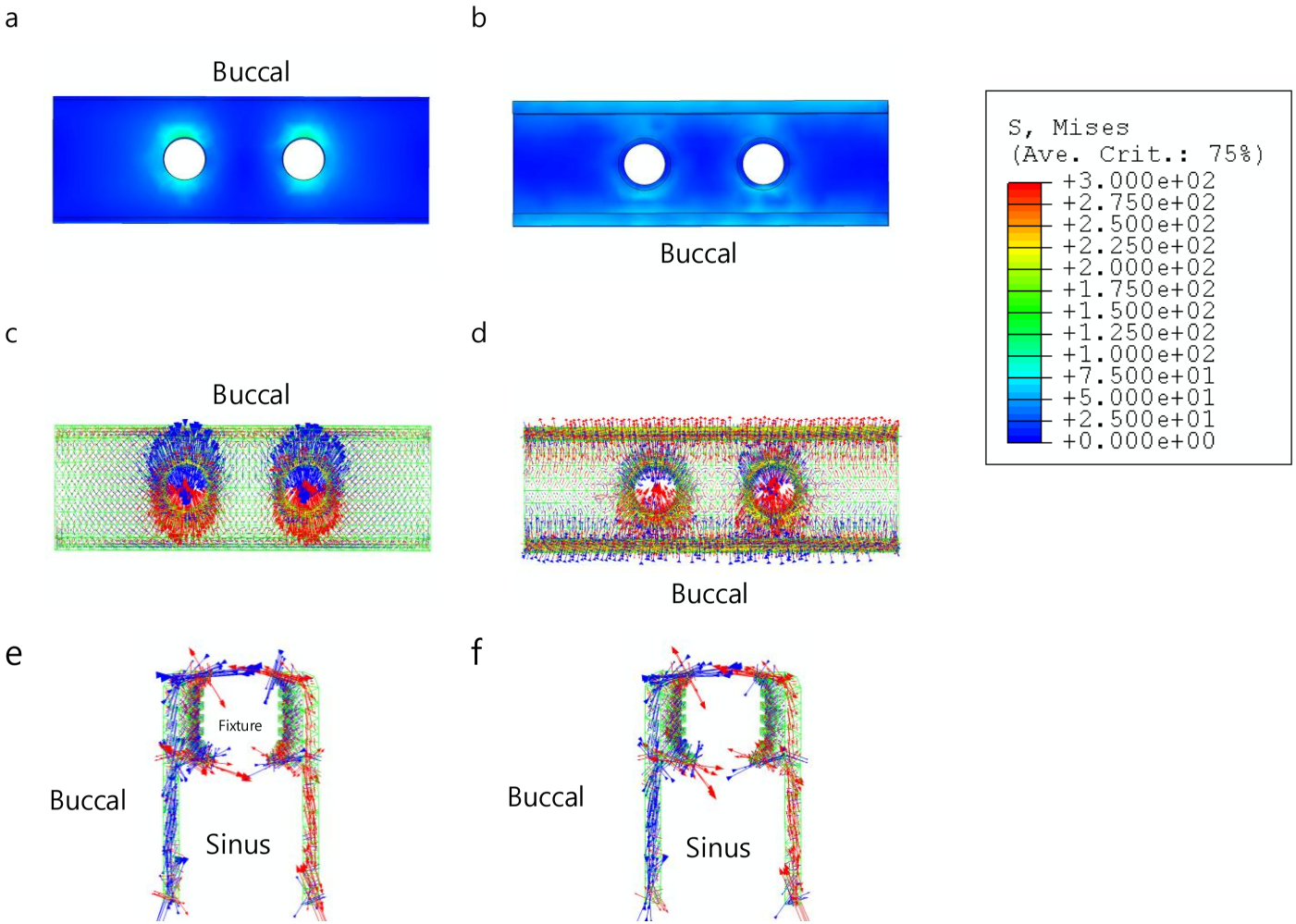

Fig. 28. Stress contour of von Mises stress(a, b) and symbol plot of principal stress(c~f) within residual bone for group 4(6mm) model.
a), c) occlusal view, b), d) apical view, e), f) mesial views of mesial, distal implants.
Red arrow: maximum principal stress, blue arrow: minimum principal stress.

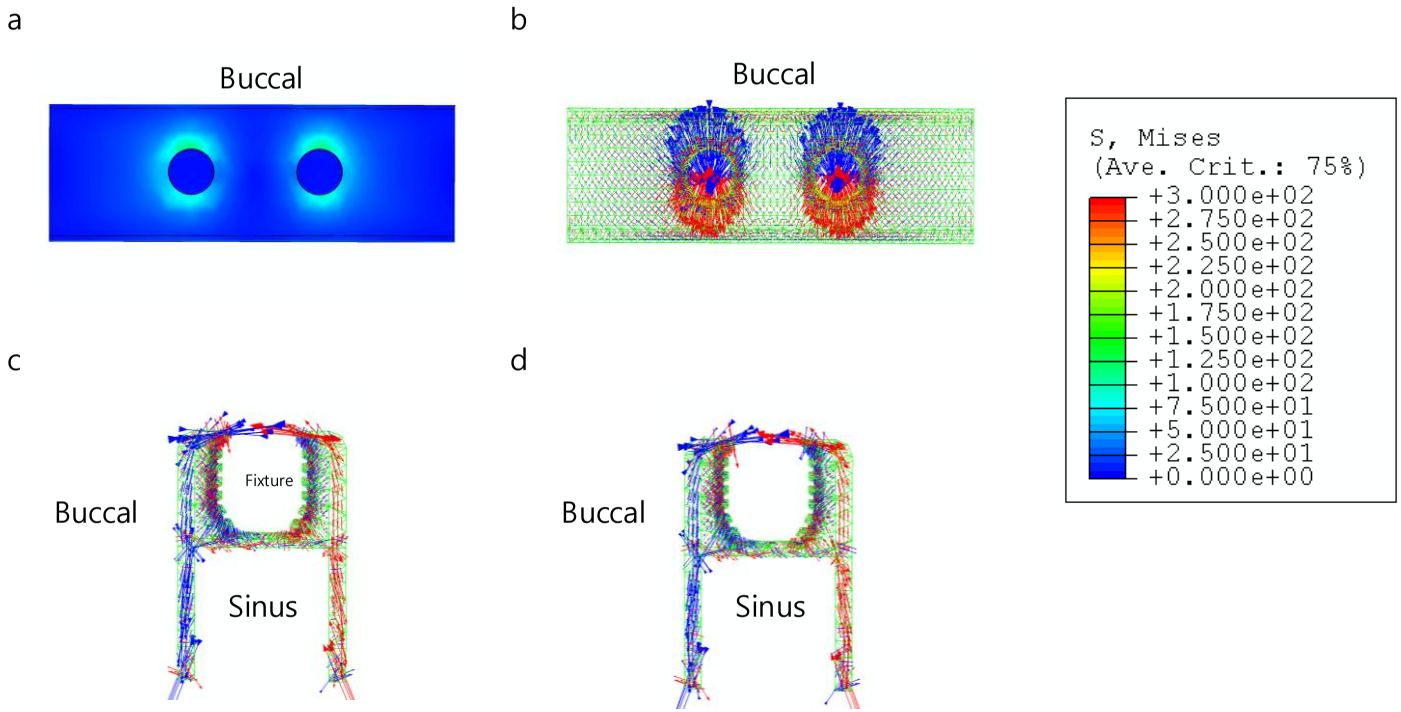

Fig. 29. Stress contour of von Mises stress(a) and symbol plot of principal stress(b, c, d) within residual bone for group 4(7mm) model.
a), b) occlusal view, c), d) mesial views of mesial, distal implants.
Red arrow: maximum principal stress, blue arrow: minimum principal stress.