

하악 총의치 교합형태에 따른 하부조직에 미치는 교합력 양태의 3차원적 유합요소법 해석

한양대학교 의과대학 치과학교실

이영수 · 유광희

서 론

총의치는 자연치아의 상실로 무치악에 시술되는 최종적인 보철물로서 잔존치조제의 양과 형태는 의치의 유지 및 안정성을 좌우하며 의치를 지지하는 잔존치조제는 점막, 골막, 치조골로 구성되며 임상적으로는 치조골의 건강도가 가장 중요하다. 치조골의 과다한 흡수는 여러 선학들이 그 원인을 연구해 온 바, Atwood¹⁾는 잔존치조제의 흡수는 치조제의 외형 및 골의 성질과 같은 해부학적인 요인, 영양소, 혈문, 내분비 물질과 같은 신진대사적인 요인, 치조제에 작용하는 외력과 같은 기능적인 요인, 그리고 의치의 재료, 적용되는 원리, 기술등과 같은 보철적인 요인등이 복합적으로 작용하여 발생한다고 하였으며, Ortman²⁾은 골다공증이나 퇴행성 위축 같은 골자체의 병변이나 장애, 긴장, stress 등에 대한 골의 반응, 영양소나 내분비 기관의 장애, 의치의 상태 그리고 연령등에 의하여 영향을 받는다고 보고하였고, Kelsey³⁾는 식이조절, 무교두인공치 설계, 교합설계, 인상채득술, 정기적인 재내원요청 등에 영향을 받으며, Plotnick⁴⁾은 지지조직에 작용하는 교합력이 주요인으로 응력차단장치의 제작을 예시하였는데, 치아의 상실기간, 의치를 사용한 기간, 잘못 제작되었거나 불편한 의치의 장기간 사용이 주원인이기도 하다. 한편 흡수된 치조골을 개선하고자 하는 노력으로 연조직의 외과적 수술, 자가골 이식술, 생물학적 또는 비생물학적 재료로 치조골의 증대를 시도하였다.

그러나 연조직의 외과적 수술은 슬후 처치, 전정의 회귀 및 부적절한 전정구의 깊이 등의 문제점이 있고, Baker⁵⁾, Danielson⁶⁾, Davis⁷⁾, Reitman⁸⁾ 등이 연구

보고한 자가골 이식술은 이식골편의 채취를 위한 부수적인 외과술, 최대한의 기능적, 심미적 회복을 얻는데 대한 제한, 장기간에 걸친 이식골편의 흡수등 문제점이 있고, 생물학적인 재료인 hydroxyapatite는 Denissen^{9,10,11)}, de Putter¹²⁾, Piechuch¹³⁾ 등이 조직학적 반응과 치근 이식체로서 적합하며 골형성을 촉진한다고 연구 보고하였으나, 슬후의 흡수성, 수술 적용증 제한등의 단점이 있다. 비생물학적인 재료인 임프란트는 국소부위의 결손등에는 상당한 적용이 될 수 있으나, 총의치 제작에는 결국 유지 및 지지의 도움은 줄 수 없지만, 시술전의 엄격한 제한으로 모든 환자에게 적용될 수 없고 특히 전신적 질환이나 비정상 교합에서는 예후가 불량하며 보철물 장착 후 사용시의 주의점에 소홀할 경우 임프란트 자체 및 상부 보철물의 수명에 문제점이 있을 수 있다.

총의치를 제작할 경우 지지조직이 가장 고려할 대상으로 잔존치조제의 상태와 총의치 장착 후 잔존치조제의 형태와 흡수 유무는 보철물의 예후를 결정하는 중요인자로 작용하여 의치의 안정과 유지를 위해 지지조직의 흡수를 초래하는 응력이 집중되지 않고 효율적으로 분산되도록 제작함이 매우 중요하다.

모든 보철물은 저작압에 의하여 지지조직에 응력이 발생하며 이 응력을 분석하기 위한 계측 방법은 electrical resistance strain gauge법¹⁴⁾, holography법¹⁴⁾, 가시적이고 비교가 용이한 광탄성법¹⁴⁾이 있으며 1935년 Zak¹⁴⁾에 의하여 치의학에 광탄성법을 도입하여 응용한 후 치과보철학에 2차원적 광탄성 분석법에 의한 연구¹⁵⁾와 3차원적 광탄성 응력법¹⁵⁾ 의한 연구 보고가 있어왔다.

그러나 최근 컴퓨터를 이용한 유한요소법¹⁴⁾이 다른

방법에 비하여 많은 장점을 가지고 있으므로 구조 역학 분야와 생역학에도 효과적으로 응용할 수 있어 보철학을 비롯하여¹⁴⁾ 광범위하게 치의학 분야의 응력 분석연구에 응용하게 되었다.

이에 저자는 총의치가 무치악 하악골에 미치는 교합력이 중요하다고 사료되어 통상적인 총의치를 제작하여 각 교합상태에 따른 치조골내의 교합력 분산을 3차원적 유한요소법으로 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

연구방법

1. 연구재료

총의치 하부조직에 발생하는 변형, 응력의 분포를 관찰하기 위해 실습용인 인골의 하악골을 구하여 rubber mold(H-3402, Nissan Dental Product Co.)를 이용하여 methyl-methacrylate base resin(Dentimex, made in Holland)으로 하악골을 복제하였다. 총의치는 통법에 의하여 제작하였다.

2. 유한요소법적 해석

1) 해석방법

본 연구는 총의치와 하악골의 변형 및 응력분포 상태를 해석함에 있어서 기하학적 형상을 3차원적 모델로 생각하여 응력의 분포를 중점적으로 해석할 하악골 및 의치상은 3차원 solid element인 육면체와 오면체 요소로, 하중이 가해지는 인공치는 2차원 평면요소인 삼각형과 사각형 요소를 사용하여 해석하였다.

3차원 모델의 형상을 generation한 후 구조해석용 package인 GTSTRUDL Ver. 85.02를 사용하여 유한요소해석법(F. E. M.)에 의해 변형 및 응력의 분포를 계산한 후 GTSTRUDL의 post processor에 의해 계산결과를 출력한 후 검토하였다.

2) 3차원 형상 모델링

총의치와 하악골에서 발생하는 응력의 분포와 변형을 해석하기 위한 3차원 유한 요소의 모형을 Fig. 1(a) (b) (c) (d)와 같이 형상화 하였다.

유한요소 model의 각 단면은 Fig. 2와 같이 골과 총의치의 단면을 대표단면으로 생각하여, Fig. 1(d)와 같이 악궁을 따라 16개의 단면으로 등분하였다. Fig. 2에서 A는 인공치, B는 의치상, C는 하악골

(spongy bone)을 나타낸다. 실제 우측 제2대구치에서 좌측 제2대구치까지는 14개의 구간으로 상부구조물의 평면도로 표시된 Fig. 1(d)의 2-15까지의 구간에 해당한다. 각 치아의 실제 크기는 서로 다르지만 3차원 형상 모델링의 편의상 설측 곡선을 동일한 길이로 16등분한 후 반경 벡터 방향으로 단면을 분할하여 해당 치아, 총의치, 하악골의 대표 단면 형상(Fig. 2)으로 모델링하였다. 치아의 상부 평면은 하나의 치아를 4×4개의 평면 사각형요소로 분할하여 각 절점에 하중이 작용할 수 있도록 세분하였으며, 하악골은 전단면은 36개의 직육면체 요소로 분할하였다. 하악골, 의치상, 인공치를 지지하기 위한 모델의 지지부로서 Fig. 1(d)에서 S로 표시된 하악지 부위는 하악골 단면인 Fig. 2(c)와 연결되도록 36개의 직육면체 요소를 치조골 후방부 방향으로 3단계에 걸쳐 형성하여 그 마지막 단면의 모든 절점을 고정하였다.

3) 지지조건 및 재질

유한요소 해석을 위한 변위의 경계조건으로는 Fig. 1(d)에 표시된 바와 같이 하악의 지지부인 하악지의 끝단면(fixed boundary)내의 49개의 절점을 완전 고정하였다.

본 연구에 사용된 모형의 재질은 Table 1.과 같이 총의치, 하악골(spongy bone) 및 총의치와 하악골의 지지부인 하악지(compact bone)의 세 종류로 하여 해석하였다¹⁶⁾.

Table 1. Mechanical properties of materials

material	Young's modulus (Kgf/mm ²)	Poisson's ratio
compact bone	2.0x10 ³	0.3
sponge bone	1.5x10 ²	0.3
resin	3.0x10 ²	0.3

3. 하중조건

하중조건은 중심위 교합과 측방교합의 경우로 나누어 각각의 하중형태에 대하여 해석하였다.

1) 중심위 교합하중

중심위 교합의 경우 전체 수직 하중은 12Kgf를 작용시켰으며 좌우측으로 동일하게 분산되어 각각

6Kgf씩으로 좌우 대칭이 되도록 작용시켰다¹⁷⁾.

각 치아당 작용하중은 Table 2.와 같이 견치로부터 제2대구치로 이동할수록 그 크기를 증가시켰으며, 각 치아위에 작용하는 하중을 치아의 교두정이 접촉하는 접촉부위의 갯수로 나누어 Fig. 4에 표시된 하중작용 note 위에 작용시켰다¹⁸⁾.

2) 측방교합 하중

측방교합의 경우 전체 하중은 12Kgf를 작용시켰으며 작업측에는 9Kgf, 평형측에는 3Kgf를 각각 작용시켰다¹⁷⁾. 교합시 하중의 분포는 Fig. 4와 같다¹⁸⁾. 각 치아의 작용하중은 Table 3.과 같이 그 분포를 결정하였으며¹⁸⁾, 각 치아위에 작용하는 하중은 치아

의 교두가 30도의 교두경사각을 형성하므로 실제 작용하는 하중은 방향 벡터에 의해 결정되고 하중의 단위 벡터를 $N(N_1, N_2, N_3)$ 이라 할 때 아래의 식과 같이 표현된다.

$$E_i = F_i N = F_i(N_{1_i} + N_{2_i} + N_{3_k})$$

where,

N is unit vector.

N_1, N_2 and N_3 are components of the unit vector N .

i, j and k are axial unit vector.

F_i is the magnitude of the force vector on the i th node.

Table 2. Occlusal force distribution of centric occlusion

position	force(Kgf)	force		
		percentage	node No.	force
second molar	1.86	15.5	1	0.372
			2	0.372
			3	0.372
			4	0.372
			5	0.372
first molar	1.86	15.5	6	0.372
			7	0.372
			8	0.372
			9	0.372
			10	0.372
second premola.	1.14	9.5	11	0.38
			12	0.38
			13	0.38
first premolar	0.78	6.5	14	0.39
			15	0.39
canine	0.36	3.0	16	0.39
total	6.0	50.0		6.0

Table 3. Occlusal force distribution of lateral occlusion and directional unit vector

position		force(Kgf)	force			unit vector component			
			percentage	node No.	force	N1	N2	N3	
working side	2nd. molar	2.88	24.0	1	0.48	0.	0.	-1.	
				2	0.48	0.	0.	-1.	
				3	0.24	0.866	0.	-0.5	
					0.4157	-0.5	0.	-0.866	
				4	0.48	0.	0.	-1.	
				5	0.48				
	6	0.48							
	1st. molar	3.33	27.75	7	0.4757				
				8	0.4757				
				9	0.238	0.866	0.	-0.5	
					0.412	-0.5	0.	-0.866	
				10	0.4757	0.	0.	-1.	
				11	0.4757				
				12	0.4757				
	13	0.4757							
	2nd pr.m	1.44	12.0	14	0.48				
				15	0.48				
				16	0.48				
	1st. pr.m	0.9	7.5	17	0.45				
18				0.45					
can.	0.45	3.75	19	0.45					
sum		9.0	75.0						
balancing side	2nd. pr.m	1.2	10.0	20	0.6	0.866	0.	-0.5	
					1.04	-0.5	0.	-0.866	
	1st mol.	1.2	10.0	21	0.3	0.866	0.	-0.5	
					0.52	-0.5	0.	-0.866	
					22	0.3	0.866	0.	-0.5
						0.52	-0.5	0.	-0.866
	2nd mol.	0.6	5.0	23	0.15	0.866	0.	-0.5	
					0.52	-0.5	0.	-0.866	
					24	0.15	0.866	0.	-0.5
						0.26	-0.5	0.	-0.866
sum		3.0	25.0						
tot.		12.0	100.0						

해석결과

1. 변형

1) 중심위 교합

중심위 교합시 총의치 및 하악골 전체 모델의 변

형은 Fig. 5(a) (b)와 같다. 측면에서의 변형은 전체 모델이 굽힘 변형을 나타냈고 정면에서 본 변형의 모습은 모델의 중심단면(좌우 중절치 사이의 단면)에 대하여 굽힘변형이 서로 대칭을 이루고 있었다. 또한 지지단면에서 전치쪽으로 갈수록 수직방향의 변형은

커지고 전체 수평단면은 거의 균일하게 변형하여 나타났다. Fig. 6은 제2대구치에서 전치까지 단면의 변형된 모양을 표시한 그림으로서 제2대구치에서 전치로 갈수록 수직방향의 변형은 커졌으며, 각 단면내에서는 하악골의 하반부는 설측 방향으로, 상반부는 협측 방향으로 변형을 일으켜 전체 단면이 시계방향으로 회전 변형한 듯한 양상을 보인다. 이는 반대측 구치부위의 수직하중에 상응하는 시계방향의 비틀림 모멘트가 해당 단면에 작용하는 수직하중에 의한 시계 반대방향의 비틀림 모멘트보다 크게 작용한 결과로 생각된다.

2) 측방교합

측방교합시 전체 모델의 변형은 Fig. 7(a) (b) (c)와 같다. 변형된 모습 Fig. 7(a)를 정면에서 관찰하면 작업측인 좌측의 수직변형이 평형측인 우측의 수직변형보다 크며 모델의 중심단면에 대해 변형된 모양이 평형측으로 수평변형을 보이는데 이 수평변형은 평형측 치아에 작용된 하중이 30도의 교두경사각을 형성하므로 이 힘의 수평분력에 의한 변형인 것으로 사료되며 전체적으로 보아 작업측이 평형측보다 아래쪽으로 기운 형태를 보였다.

작업측의 측면에서 관찰한 변형은 Fig. 7(b)와 같이 제2대구치에서 전치쪽으로 갈수록 수직변형이 더 커지면서 단면 4에 해당하는 제2소구치로부터 전치까지의 변형곡선이 아래로 오목한 형태로 변형하였다.

평형측의 측면에서 관찰한 변형은 Fig. 7(c)와 같이 제2대구치에서 전치쪽으로 갈수록 수직변형이 더 커지는 양상은 작업측과 유사하지만, 제2소구치부터 전치까지의 변형곡선이 위로 볼록한 형태로 변형함이 작업측과 상이한 양상을 나타내었다.

따라서 측방교합시의 전체 모델의 변형은 Fig. 7(a)에서 바라보는 정면측에 대해 시계 반대 방향의 비틀림이 작용할 때와 유사한 변형을 보이는데 이는 작업측에 작용하는 수직하중에 대한 수직변형과, 평형측에 작용하는 하중이 30도의 교두경사각이 되어 협측으로 작용하는 수평분력에 의한 수평변형 조합의 결과인 것으로 사료된다.

Fig. 8은 작업측의 제2대구치에서 전치까지 단면의 변형을 나타낸 그림으로서 제2대구치로부터 전치쪽으로 갈수록 수직변형이 커짐은 중심위 교합일 경우의 Fig. 6과 유사하지만 변형량의 변화율은 중심위

교합일 경우는 거의 일정함에 비해 측방교합의 작업측은 제2대구치 단면에서부터 제1소구치 단면까지는 변화율이 크고 제1소구치 단면에서부터 전치 단면까지의 변화율은 일정한 양상을 보인다. 또한 수평방향의 변형곡선이 변형전의 곡선과 이루는 회전각은 중심위 교합시 보다 측방교합시의 작업측이 더 크게 나타났다.

Fig. 9는 평형측의 제2대구치로부터 전치까지 단면의 변형을 나타낸 그림으로서, 수직변형량이 작업측의 변형량인 Fig. 8보다 작고 변형의 변화율도 거의 일정하다. 또한 수평방향의 변형곡선이 변형전의 곡선과 이루는 회전각은 작업측보다 상당히 작음을 인지할 수 있었다. 따라서 작업측의 변형은 주로 수직변형과 하악골 길이방향으로 비틀림 변형이 발생함에 비해 평형측의 변형은 수직변형과 협측으로 수평변형이 주로 발생함을 알 수 있었다.

2. 응력분포

1) 중심위 교합

중심위 교합시 2개측 주응력과 최대전단응력의 각 단면에 대한 각각 최대, 최소값이 Table 4.와 같다.

주응력 S1, S2는 제2대구치에서 전치쪽으로 갈수록 최대, 최소값의 절대치가 줄어드는 경향이며 최대, 최소값의 차이가 줄어들기 때문에 Mohr's circle의 크기는 점진적으로 작아졌다. 따라서 제2대구치에서 전치쪽으로 갈수록 단면내에 존재하는 요소들 사이에 발생응력의 편차가 줄어들어 단면내 모든 요소의 응력 분포가 거의 일정해지고 있음을 알 수 있었다. 최대전단응력의 최소값은 주응력과 마찬가지로 전치쪽으로 갈수록 그 절대값이 줄어들지만 최대값은 제2대구치에서 전치까지는 점점 커지다가 중절치쪽으로 이동하면서 줄어드는 경향이 있었다. 따라서 치아에 작용하는 수직하중에 의한 전단응력이 평면응력 성분보다 최대전단응력에 큰 영향을 미치고 있었다.

Fig. 10은 각 단면내에서 주응력 S1의 분포를 나타낸 그림으로서(단면내 최대, 최소 응력의 간격을 각 레벨당 0.0003Kg/mm^2 으로 나누었을 때) 청색 응력 레벨이 zero(중립면)이고 하늘색, 초록색, 노란색, 빨간색으로 변할수록 단면내에서 응력 레벨이 높아진다. 제2대구치 단면(a)에서는 응력이 하악골 중간부위를 중심으로 상반부에는 인장, 하반부에는

Table 4. Principle stresses and maximum shear stress distribution
(centric occlusion)

(unit:Kgf/mm²)

section No.	principle stress(S1)		principle stress(S2)		maximum shear stress(Tmax)	
	minimum	maximum	minimum	maximum	minimum	maximum
1	-0.1055	0.0369	-0.0262	0.0322	-0.0701	0.0981
2	-0.0241	0.0122	-0.0187	0.0261	-0.0495	0.0135
3	-0.0149	0.0097	-0.0134	0.0147	-0.0327	0.0194
4	-0.0105	0.0081	-0.0185	0.0148	-0.0176	0.0002
5	-0.0068	0.0076	-0.0165	0.0107	-0.0116	0.0066
6	-0.0041	0.0051	-0.0107	0.0093	-0.0085	0.0105
7	-0.0048	0.0081	-0.0094	0.0048	-0.0039	0.0090
8	-0.0028	0.0069	-0.0059	0.0030	-0.0015	0.0030

압축응력이 대칭적으로 분포하며, 최대인장주응력은 설측 의치상과 하악골 상면의 경계부위에서 발생하였다.

제2소구치 단면(b)에서는 제2대구치보다 압축응력 분포가 하악골 설측 하단부로 편중되는 경향이며 이런 경향은 견치 단면(c)에서 현저해졌다. 중립면의 위치는 제2대구치부터 중절치쪽으로 갈수록 하악골 하단부로 이동했다. 제2소구치에서 견치사이에서는 중립면이 설측에서부터 협측 상반부로 경사지고 압축응력은 주로 하악골의 설측 하단부에 밀집되므로 이 부위를 모델에서 제거하면 압축응력이 균일하게 분포하도록 유도할 수 있을 것으로 사료되며 이는 실제의 하악골 단면과 유사하여 하악골 구조는 압축응력에 대해 매우 이상적으로 형성되어 있음을 확인할 수 있었다. 또한 거의 모든 단면에서 주응력 S1의 최대값은 의치상과 하악골 상면의 접합 부위에서 인장의 형태로 나타나므로 주응력 S1에 대해 의치상은 하악골에서 이탈되지 않도록 밀착시킬 필요가 있었다.

Fig. 11은 각 단면내에서 주응력 S2의 분포를 나타낸 그림이다.

중립면은 주응력 S1과 수직한 면으로서, 제2대구치 단면(a)에서는 중심으로부터 설측에 가깝게 위치하며, 중절치 단면(d)으로 갈수록 중심쪽으로 이

동했다. 이 중립면을 중심으로 하악골의 설측 좌반부에는 압축응력을, 우반부에는 인장응력을 받았다. 제2대구치 단면(a)에서는 의치상의 협측에 인장응력이 크고, 제2소구치 단면(b)에서 중절치 단면(d)까지는 압축응력이 크며 의치상의 설측 상부에 작용하였다. 주응력 S2는 모든 단면위치에서 주로 하악골 상반부에 분포했으며 최대 크기는 의치상 및 의치상과 하악골의 접합부에 분포했다.

Fig. 12는 각 단면의 최대전단응력 분포를 나타낸 그림이다.

대부분의 수직하중이 작용하는 제2대구치 단면(a)에서 제1소구치까지는 거의 모든 단면에 전단응력이 분포하였고, 하악골 하단부에서는 전단응력의 레벨이 zero가 되고, 하중의 일부만 작용하는 견치 단면(c)에서는, 전단응력이 의치상과 하악골 설측상단 표면부에 분포했으며, 실제 하중이 작용하지 않는 견치의 단면(d)에서는, 하악골의 설측 상단부에서 협측 하단부로 전단응력이 전파되어 가는 분포를 보였다. Fig. 12(a) (b) (c)에서 알 수 있듯이 하악골 설측 측면에는 양의 전단응력이, 협측에는 음의 전단응력이 분포함으로써 단면을 시계의 반대방향으로 회전시키는 모멘트 효과를 보였다.

2) 측방교합

측방교합시 2개측 주응력과 최대전단응력의 각

Table 5. Principle stresses and maximum shear stress distribution
(lateral occlusion)

(unit:Kgf/mm²)

section No.	principle stress(S1)		principle stress(S2)		maximum shear stress(Tmax)	
	minimum	maximum	minimum	maximum	minimum	maximum
1	-0.1199	0.0412	-0.0314	0.0340	-0.0952	0.1109
2	-0.0304	0.0120	-0.0214	0.0247	-0.0659	0.0072
3	-0.0170	0.0189	-0.0233	0.0276	-0.0376	0.0247
4	-0.0105	0.0162	-0.0363	0.0200	-0.0186	0.0136
5	-0.0118	0.0164	-0.0263	0.0175	-0.0107	0.0250
6	-0.0133	0.0119	-0.0202	0.0068	-0.0059	0.0270
8	-0.0061	0.0044	-0.0119	0.0002	-0.0002	0.0049
10	-0.0054	0.0068	-0.0092	0.0002	-0.0104	0.0001
12	-0.0100	0.0134	-0.0101	0.0191	-0.0188	0.0252
14	-0.0101	0.0113	-0.0252	0.0156	-0.0199	0.0019
15	-0.0112	0.0147	-0.0202	0.0132	-0.0376	0.0096
16	-0.0349	0.0809	-0.0212	0.0157	-0.0422	0.0744

단면에 대한 최대, 최소값은 Table 5.와 같다.

작업측에서 주응력 S1, S2 및 최대전단응력의 최소값의 변화와 경향은 중심위 교합시와 비슷하나 최대전단응력의 최대값은 중심위 교합시와는 반대로 제2대구치 단면(2)에서 작고 견치(6)쪽으로 갈수록 커지는 경향이였다. 평행측에서도 주응력 S1, S2 및 최대전단응력의 최소값의 변화와 경향은 중심위 교합 경향과 비슷하나 최대전단응력의 최대값은 제1소구치 단면(12)에서 가장 크게 나타났다.

(1) 작업측

Fig. 13은 작업측 각 단면의 주응력 S1 분포를 나타낸 그림이다.

제2대구치 단면(a)의 중립면은 하악골 중앙면보다 약간 아래쪽으로 쳐져있고 상반부에서는 압축응력을, 하반부에서는 인장응력을 받으며 하악골의 설측 상단부와 의치상에 최대압축응력이 분포하였다. 제2소구치 단면(b)의 중립면은 제2대구치보다 상반부에 존재하지만 하악골의 상반부가 인장응력을, 하반부가 압축응력을 받고 하악골 협측 상단부의 의치상에 최대인장주응력이 분포하였다. 견치 단면(c)에서는 중립면이 하악골의 설측 상부에서 협측 하부로 경사져 존재하고 중립면의 윗부분에서는 인장응력을, 아랫쪽인 설측 하단부에서는 압축응력을 받으며 단면의 최대압축응력은 설측 하단부에 작용하였다. 이

단면에서도 최대압축응력이 발생하는 설측 하단부를 모델에서 제거하면 중립면과 평행한 하악골의 단면을 얻을 수 있고 이 단면에 대해서는 압축응력 레벨이 현저히 감소될 것이 예상되는데 실제 인체의 하악골의 단면과 근사한 단면이 됨을 알 수 있었다.

Fig. 14는 작업측 각 단면에서 주응력 S2의 분포를 나타낸 그림이다.

중립면은 제2대구치 단면(a)에서는 설측에 가까운 수직면에 위치하며 전치쪽으로 단면이 이동함에 따라 중립면은 협측으로 이동하는 경향이였다. 제2대구치 단면에서는 설측에 압축응력, 협측에 인장응력을 받고 대부분의 단면에 인장응력이 분포하며 최대 인장주응력은 의치상의 협측 상부에서 발생하였다. 제2소구치 단면(b)에서는 설측의 압축응력이 단면 내의 응력을 지배하고 최대압축응력은 의치상의 설측부위에서 발생하였다. 견치 단면(c)에서는 압축응력의 분포가 현저히 증가하고 하악골의 설측에 전반적으로 압축응력이 분포되었다. 중절치 단면(d)에서는 거의 모든 단면이 압축응력을 받으며 설측의 응력 레벨이 협측보다 현저히 높은 경향을 보였다.

Fig. 15는 작업측 각 단면의 최대전단응력분포를 나타낸 그림이다.

제2대구치 단면(a)에서는 거의 모든 단면이 음의 전단응력을 받으며 최대전단응력의 최대값은 하악

골의 설측 상반부 표면에 분포하며 중간 레벨의 전단응력이 하악골의 협측 상부표면을 감싸는 모양으로 분포하여 비틀림을 받고는 있으나 비틀림의 크기는 제2대구치 단면보다 많이 완화되고 있음을 알 수 있었다. 견치단면(c)에서 하악골 대부분의 설측단면은 양의 전단응력이, 협측 일부 단면은 음의 전단응력이 분포하는 경향이며 Fig. 15(a) (b)에서와 같은 비틀림의 흔적은 없었다. 최대전단응력의 최대값은 하악골의 설측 상단부에 있고, 중절치 단면(d)에서는 거의 모든 단면이 양의 전단응력을 받으며 하악골의 설측 좌반부에 전단응력이 집중하고 있었다.

(2) 평형측

Fig. 16은 평형측 각 단면의 주응력 S1의 분포를 나타낸 그림이다.

제2대구치 단면(a)에서 중립면은 하악골의 설측 상부를 삼각형 모양으로 자르는 면으로서 중립면 상부에는 인장주응력이, 하부의 대부분 단면에서는 압축주응력이 분포하고, 최대인장주응력은 하악골의 설측 상단부에서, 최대압축주응력은 설측 하변에서 발생하였다. 제1대구치 단면(b)에서 중립면은 하악골 중심 수직면에 대해 위로 볼록한 곡면의 형태를 취하여 하악골의 상변과 협측 상단부에서 인장응력을 받으며 응력 레벨도 상당히 높게 나타나고 있지만 여전히 대부분의 단면에서는 압축응력 상태였다. 제1소구치 단면(c)에서는 중립면의 협측 위치가 하부로 이동하여 설측상부에서 협측하부를 잇는 볼록곡면을 형성하여 중립면의 윗부분은 인장응력을, 아랫부분은 압축응력을 나타내었는데, 이러한 응력 분포는 중절치 단면까지 동일한 경향을 나타낸다. 그러나 최대인장주응력은 제1소구치 단면에서는 의치상과 하악골의 협측 상단에서 발생하지만 중절치 단면으로 갈수록 의치상의 설측 상단에서 발생했고(d), Fig. 16(c) 단면에서 중절치 단면까지 응력 레벨이 낮은 면적은 실제 인골의 단면과 매우 유사했다.

Fig. 17은 평형측 각 단면의 주응력 S2의 분포를 나타낸 그림이다.

제2대구치 단면(a)에서 중립면은 Fig. 16(a)와 같으나 설측 상부로 더 치우쳐져 대부분의 인장응력이 하악골과 의치상의 설측 상단부에 집중 분포하였다. 모든 단면은 압축응력 상태이며 최대압축응력은 의치상과 하악골 협측 상반부에 연하여 발

생하였다.

제2대구치 단면(a)에서 중절치 단면(d)로 갈수록 중립면은 하악골 협측 하단으로 밀려났고, 압축응력이 거의 모든 단면을 지배하고 최대압축주응력은 그 위치가 협측 상단부에서 설측 상부로 시계 반대 방향으로 회전하면서 이동하는 경향이었다.

Fig. 18은 평형측 각 단면에서 최대전단응력분포를 나타낸 그림이다.

Fig. 18(a) (b) (c) (d)에서는 음의 전단응력이 각 단면을 지배하고 있었다. 제2대구치 단면(a)에서는 하악골의 수평방향으로 균일한 전단응력 분포를 나타내었으며, 하악골 상반부 설측에서 협측으로 이르는 의치상과 접한 부위에 응력 레벨이 거의 균일했고, 최대응력이 의치상의 상부에서 발생했다. 제1대구치 단면(b)에서도 응력 분포형태는 제2대구치 단면(a)와 유사하나 최대응력은 하악골 설측 전면에 걸쳐 분포하였다. 제1소구치 단면(c)에서부터는 최대응력이 설측 상단부에서 발생했고, 전단응력은 설측 상반부를 중심으로 협측으로 물결파형으로 분포하다가 중절치 단면(d)으로 가면서 전단응력 분포의 중심이 설측 상부로 옮겨 가면서 설측 상단부에 응력이 집중됨을 알 수 있었다.

IV. 총괄 및 고찰

총의치는 불행하게도 자연치아의 상실로 인해 무치악에 장착하는 일종의 기계적 장치이며 따라서 기계적인 원리 즉 지렛대의원리, 경사면, 다른 기계적인 요소등에 적합하여야 하며¹⁹⁾, 의치의 유지와 안정성을 높이기 위해서는 교합력의 적절한 조절이 필요하다. 성공적인 총의치를 시술하려면 충분한 지지조직이 필요하며 특히 하악에 있어서는 치조골의 상태가 총의치 시술의 성공을 좌우하는 관건이 되어 치조골의 흡수가 많은 치과의사들의 주요 관심사가 되어왔다.

치조골의 흡수는 흡수와 증식이 상호 역설적으로 반복되는 과정에서, 흡수의 기능이 우월한 것으로 이는 만성적이고 점진적이며 역행할 수 없는 현상으로²⁰⁾ 치조골의 부피의 상실, 모형의 변화, 강도의 약화를 의미하며 교합력의 불균등한 분산이 주원인으로, 생리적 허용치내의 압력이 치아장축과 일치하면 골의 증식이 일어나고 축방으로 작용하면 골의 흡수, 치아의 동요가 발생한다¹⁹⁾.

치아의 지각과 이동, 외력에 대한 완충역할 및 치조골의 골화에 중요 역할을 하는 치주인대가 치아의 상실과 함께 기능이 소실되어 의치 유지에 절대적인 구강점막, 치은의 양 및 치조골의 흡수가 유발되며 치아의 손실 및 치조골의 흡수는 구강주위의 신경, 근육조직의 변화와 함께 치조계가 지탱할 수 있는 압력(stress)도 상당히 저하되어 자연치아의 정상 교합력이 75Lb/inch²로, 최대 교합력도 자연치가 200Lb/inch²인데 비하여 총의치는 75Lb/inch²로 감소하여 현저한 기능차이를 나타내고 있다.

총의치는 환자가 사회생활에 적응하고 심리적으로 생리적으로 만족하는 생체와 동일한 것이어야 하고 치조골이 보존이 되어야 하며 구강내에서의 편안함, 하부조직에 자극을 주지 말아야 하고, 자연스러운 외형 및 즐거운 외모와 발음에 도움이 되도록 제작되어야하나, 총의치로 인한 치조골의 흡수는 빈번하게 발생한다²¹⁾.

Pendleton²²⁾은 인공의치에서 발생하는 압력이 전적으로 치조골 흡수를 유발하며 Page²³⁾는 stimuli의 부족, irritation, 전신적 상태가 치조골 흡수의 주원인이며, Ortman²⁴⁾은 골막과 골수를 통하여 혈액이 공급되는데 이의 장애로 인하여 발생되며, Atwood¹⁾는 화학적, 기계적 열적, 조직적인 자극과 불쾌함에 대응하는 감성적 변화로 stress가 발생하고, 국소적 요인으로 형태적, 대사적, 기능적, 보철적 요인으로 구분하였고 Orban²⁴⁾은 pressure와 염증이 주원인으로 지적하였는 바, 인공의치인 총의치가 치조골 흡수에 주요 역할을 하는 것은 많은 학자들이 지적한 바 있다.

총의치는 자연치아와는 달리 교합면 전체가 장애 없이 전부 접촉되는 balanced occlusion을 하므로 교합시의 외상을 감소하기 위한 노력으로 Sharry, Askew & Hoyer²⁵⁾, Ortman²⁾, Sears²⁶⁾ 등은 nonanatomic teeth와 anatomic teeth를 비교 분석하여 nonanatomic teeth가 치조골 흡수를 방지하는데 유리하다고 하였고, Thompson²⁷⁾, Trapozzano, Lazzari²⁸⁾는 anatomic teeth가 저작에 효율이 높다고 하였고 Sobolik³⁰⁾, Manly and Vinton³¹⁾은 큰 차이가 없다고 했으나 Kelsey²⁹⁾는 교합면 형태, 치아배열 상태, 의치상의 변형, 인공의치의 재료, 의치의 고정등이 치조골 흡수의 요소가 되며 Landa³²⁾는 의치변연이 길거나 짧은 것이 irritation의 주요 원인이 된다고

하였고 Lambrecht³³⁾는 교합력의 불균등 분산이 주요 원인으로 보고하였다.

의치에 가해지는 압력은 저작근에 의한 것과 교합력이 있으며 압력을 균등하면서 넓게 분산하는 것은 중요하며 압력으로 발생하는 응력의 해석방법으로는 electrical resistance strain gauge, brittle coatings, Moir'e fringe analysis 및 photoelasticity 등이 있고 수리적 해석으로는 유한요소법이 있으며 평탄성이 이용된 논문은 다수 보고되어 있다.

유한요소법은 구조물의 물리적 성질을 파악한 후 기계적인 이상화를 시킨 뒤 구조물을 하나의 연속체로 생각하고 이 연속체를 일정한 수의 요소로 분할하고 각 절점에 작용하는 하중과 경계조건을 설정한 후 각 절점의 변위를 구하므로써 각 요소의 변형과 응력성분을 구하게 된다.

본 연구에서는 하악골과 총의치 모델을 중심위 교합과 측방교합의 각각에 대하여 3차원 유한요소법에 의해 변형과 응력을 해석하였다.

중심위 교합시 전치부위의 변형이 컸고, 측방교합의 작업측에서는 변형량의 변화율이 제2대구치 단면에서 제1소구치 단면까지는 크고 제1소구치에서 전치까지는 일정한 변화율을 보였으며 주로 수직변형과 하악골 길이 방향으로 비틀림 변형이 발생함에 비해, 측방교합의 평형측에서는 수직 방향과 협측으로의 수평변형이 주로 발생함을 인지할 수 있었다. 또 하악에서의 응력은, 중심위 교합시 하악골 설측 측면에는 양의 전단응력이, 협측에는 음의 전단응력이 분포하므로 단면을 시계 반대 방향으로 회전시키는 모멘트의 효과를 나타내었다. 측방교합시 작업측의 제2대구치 단면에서 설측상단부와 의치상에 최대압축응력이 분포하며 견치 단면에서도 설측에는 압축응력이 현저히 증가하였고 하악골의 모든 단면에서 설측에 협측보다 현저한 압축응력의 증가를 보였다. 최대전단응력도 하악의 설측 상반부 표면에 존재하며 하악골 대부분의 설측단면은 양의 전단응력이 분포하고 최대값은 하악골의 설측 상단부에서 발생한다. 중절치 단면에서도 거의 모든 단면이 양의 전단력을 받으며 하악골의 설측 상단부에 전단응력이 집중되고 있었다. 평형측에서도, 제2대구치 단면에서 설측 상단부에 인장 주응력이, 하부에서는 압축 주응력이 작용하고 중절치 단면으로 갈수록 의치상의 설측상단에서 최대인장응력이 발생하고 제1소구치

단면에서부터는 최대전단응력이 설측상단부에서 발생하여 전치부 단면으로 갈수록 전단응력의 중심이 설측 상부로 옮겨 가면서 설측 상단부에 응력이 집중함을 보여주었다. 이런 현상의 결과 변형과 응력을 하악골 설측으로 집중되어 이는 조¹⁷⁾의 보고와 일치하였고 하악골이 설측에서 순협측으로 흡수된다는 Boucher²⁴⁾의 연구 보고와 일치하였다.

응력의 분포를 보면, 중심위 교합시 제2대구치보다 제2소구치의 단면에서 압축응력의 분포가 하악골 설측 하단부로 편중되는 경향을 보여 이런 경향은 전치로 갈수록 현저해졌다. 또한 중립면의 위치도 제2대구치에서 전치쪽으로 갈수록 하단부로 이동하고 있었다. 측방교합시의 작업측에서도 견치단면에서 보면 최대압축응력이 설측 하단부에 존재하며 중립면은 전치부로 올수록 설측상단에서 협측하단으로 이동하고 있었다. 이는 전치부에서 소구치부 위까지는 응력이 증가하고 retromolar pad로 갈수록 응력을 거의 받지 않는다는 조¹⁷⁾의 보고와 일치하며 중립면의 이동과 크기를 고려하여 압축응력 분포가 집중되는 부위를 단면에서 제거하면 압축응력이 균일하게 분포하도록 유도할 수 있을 것으로 사료되며 이는 인체의 하악골 구조와 매우 유사하여 Ralph & Capto²⁵⁾가 광탄성 실험에서 유도한 결과와 거의 일치하여 인체의 하악골이 인체공학적으로 매우 이상적인 형태를 가지고 있음을 알 수 있다.

응력분포에 있어서, 측방교합의 작업측 제2소구치 단면에서 S1의 주응력은 최대인장응력이 의치상의 협측상부에서 나타나고 S2의 주응력도 제2대구치 단면의 최대인장주응력이 의치상의 협측 상부에서 발생하며 평형측에서도 동일 부위에 발생하여, 이는 하악의치의 primary stress bearing area로서 buccal shelf area의 확보가 의치제작에 있어서 매우 중요함을 의미하였다.

측방 교합시 변형을 정면에서 조감한 Fig. 7(a)에서 작업측의 수직변형이 평형측의 수직변형보다 크고 중심단면에 대해 평형측으로 수평변형을 하여 작업측이 평형측보다 기운 형태를 보여주었으며 제2대구치에서 전치로 갈수록 수직변형이 커지고 제2소구치에서 전치까지의 변형은 아래로 오목한 형태였고 평형측에서는 작업측과 유사하지만 변형곡선이 위로 볼록한 형태를 보였다. 따라서 정면측에서 보면 시계 반대 방향의 비틀림이 작용할 때와 유사하게 보였

는데, 이는 작업측의 수직하중이, 평형측의 30도의 교두경사각에 의한 수평분력 조합에 의해 협측으로 변형이 생긴 결과로 생각되며 의치가 저작시 약간의 수평이동이 있다는 것을 의미한다.

중심위 교합시의 변형은, 각 단면내에서는 하악골의 하반부는 설측 방향으로 상반부는 협측방향으로 변형을 일으켜 전체 단면이 시계방향으로 회전 변형을 일으키는 모멘트의 현상이 있어 의치가 후방의 지지조직에서 탈락하려 함이며 이는 retromolar pad area가 경사져서 이 부위에는 인공치를 의치에 배열하지 않는 이유이며 이의 방지를 위해 의치의 전치아가 장애없이 교합시 모두 접촉하는 balanced occlusion이 되어야 하고 절단면 교합시에도 제2대구치가 접촉되어야 한다는 Ortman³⁰⁾의 보고와 일치되었다.

응력분포에서, 주응력과 최대전단응력등이 중심위 교합, 측방교합시의 작업측 및 평형측에서 항상 하악골에 현저하게 발생하는 경우 총의치가 하악골에 접촉하는 부위의 의치상에도 동시에 작용하므로 Kelsey³⁾가 의치상 변형이 치조골 흡수의 요인이 된다는 보고 내용과 공통점을 가지고, metal base의 denture가 의치의 교합력을 하악골에 전달하는데 효율적이라는 정³⁶⁾의 보고와 상통하는 바가 있다. 따라서 의치상 자체의 물리적 성질도 중요하다.

중심위 교합시의 응력분포에서, 주응력 S1의 최대값은 의치상과 하악골의 상면의 접합부에서 인장형태로 나타나고 주응력 S2도 모든 단면위치에서 주로 하악골 상반부에 분포하며 의치상 및 의치와 하악골의 접합부에 작용하여 총의치와 하악골이 긴밀히 밀착되어야 하므로 정확한 인상채득은 매우 중요하다.

결 론

치조골의 흡수는 인상채득, 인공치 형태, 전신적인 대사등 여러 요인이 있으나 가장 중요한 것은 교합력의 불균등한 분산으로, 이에 하악 총의치의 하부조직에서 발생하는 각 교합상태에 따른 교합력 분산을 3차원적 유한요소법으로 연구하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 총의치가 하악에 작용하여 발생하는 변형 및 응력의 분포는 중심위 교합, 측방교합시 작업측 및 평형측에서 모두 하악의 설측 상단부에 밀

집합을 보여 하악골의 흡수가 설측에서 순협측으로 발생함을 나타내었다.

2. 3차원적 유한요소법으로 응력을 분석한 결과, 인체의 하악골은 응력분산이 균일하게 되고 변형에 견딜 수 있도록 인체공학적으로 매우 이상적인 형태였다.
3. 응력이 하악골의 구치부 협측 상단에 집중됨을 보아 하악 총의치의 주 지지부위는 buccal shelf area가 되며, 의치 제작시 고려하여야 할 사항이다.
4. 측방교합에서 저작압을 준 상태에서의 변형 및 응력의 분포상태를 보면, 저작시 총의치는 평형축으로 약간의 수평이동을 하였다.
5. 총의치 제작시, 반드시 bilateral balanced occlusion을 설정해 주어야 하며 특히 protrusive movement시 의치의 안정을 위하여 구치부의 접촉은 반드시 실현되어야 한다.
6. 의치상에도 하악골과 거의 동일하거나 그 이상의 응력이 분포되는 점을 보아, 의치상 재료의 물리적 성질이 중요하다.
7. 의치상 하부와 하악골의 경계부에 응력분포가 대부분 집중되므로 의치와 하악의 밀착을 긴밀히 하기 위해 정확한 인상채득은 매우 중요하다.

REFERENCES

1. Atwood, D. A. : *Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges.* *J. Prostho. Dent.*, 12 : 441-450, 1962.
2. Ortman H. R. : *Factors of bone resorption of the residual ridge.*, *J. Prostho. Dent.*, 12 : 429-440, 1962.
3. Kelsey C. C. : *Alveolar bone resorption under complete denture.*, *J. Prostho. Dent.*, 25 : 152-161, 1971.
4. Plotnick I. R. : *Stress regulator for complete and partial dentures.*, *J. Prostho. Dent.*, 17 : 166-171, 1967.
5. Baker, R. D., Terry B. C., Davis, W. H., and Peter, W. : *Long term results of alveolar ridge augmentation.*, *J. Oral surg.* 37 : 486, 1979.
6. Danielson, P. A., and Nemarick, A. N. : *Subcortical bone grafting for ridge augmentation.*, *J. Oral surg.*, 34 : 887, 1976.
7. Davis, W. H., Delo, R. I., Weiner, J. R. : *Transoral bone graft for atrophy of the mandible.*, *J. Oral Surg.*, 28 : 760, 1970.
8. Reitman, M. J., Brekke, M. : *Augmentation of the deficient mandible by bone grafting to the inferior border.*, *J. Oral Surg.*, 34 : 916, 1976.
9. Denissen, H. W., et al. : *Tissue response to dense apatite implant in rat.*, *J. Biomed. Mat. Res.*, 14 : 713-721, 1980.
10. Denissen, H. W., et al. : *Biological and mechanical evaluation of dense calcium hydroxyapatite made by continuous hot pressing.*, *Mechanical properties of Biomaterials*, 480-504, 1980.
11. Denissen, H. W., Vetdhis, H. A., and Van Faassen, F. : *Implant placement in the atrophic mandible-anatomic study.* *J. Prostho. Dent.* 52 : 260-263, 1984.
12. de Putter, C., de Groot, K., and Sillevius, Smith, P. A. E. : *Transmucosal implants of dense hydroxyapatite.*, *J. Prostho. Dent.*, 49 : 87-95, 1983.
13. Piecuch, J. F., et al. : *Experimental ridge augmentation with porous hydroxyapatite implant.*, *J. Dent. Res.*, 62 : 184-154, 1983.
14. 이인수 : 헤드기어가 상악골에 미치는 영향에 관한 유한요소법적 분석., 연세대 논문집, 4권 2호, P.45-59, 1987.
15. 박남수, 조광현, 최부병., : 중간 지대치가 포함된 고정가공의치의 지대치 주 조직에서 발생하는 응력에 관한 광탄성적 연구., 보철학회지 25권 1호, P.55-67, 1987.
16. 김현길, 김종환, 배태성, 박찬윤., : 유한요소법에 의한 유리단 국소의치 지지조직의 응력분석., 전북치대 논문집, 6권, 1호, P.67-86.
17. 조인근 : 총의치 교합형태에 따른 3차원적 광탄성 응력분석., 대한치과사협회지, Vol 20, No11, p.945-966, 1982.
18. Ramfjord/Ash. : *Occlusion.*, W. B. Saunder Co. 3rd. ed., 1982.
19. Ortman, H. R. : *The role of occlusion in preser-*

- vation and prevention in complete denture prosthodontics., *J. Prostho. Dent.* Vol. 25, No. 2, P.121-138, 1971.
20. Atwood, D. A. and Coy, W. A. : *Clinical cephalometric and densitometric study of reduction of residual ridges.*, *J. Prostho. Dent.* 26 : 280-295, 1971.
 21. Roy L. B. : *Essentials of a sound complete denture technique.*, *J. Prostho. Dent.* 14 : 409-431, 1964.
 22. Pendleton, E. C. : *Changes in the denture supporting tissues.*, *J. Amer. Dent. Ass.*, 42 : 1 Jan. 1951.
 23. Page M. E. : *Conservation of the edentulous alveolar process.*, *J. Amer. Ass.*, 22 : 52-60, 1935.
 24. Green M. I. : *Method of ridge preservation in full denture construction*, *North West Dent.*, 25 : 29, Jan. 1946.
 25. Sharry, J. J., Askew. H. C., and Hoyer, H. : *Influence of artificial tooth forms on bone deformation beneath complete dentures.*, *J. Dent. Res.* 39 : 253-256, 1960.
 26. Sears, V. A. : *Factors in the design of special occlusal forms for artificial posteriors.*, *J. Amer. Dent. Ass.*, 24 : 626-631, 1937.
 27. Thompson, M. J. : *Masticatory efficiency as related to cusp form the denture prosthesis.*, *J. Amer. Dent. Ass.*, 24 : 207-219, 1937.
 28. Trapozzano, V. R., and Lazzari, J. B. : *An experimental study on testing of occlusal pattern on the same denture bases.*, *J. Prostho. Dent.* 2 : 440-457, 1952.
 29. Trapozzano, V. R. : *Testing of occlusal patterns on the same denture base.*, *J. Prostho. Dent.*, 9 : 53-69, 1959.
 30. Sobolik, C. F. : *Observation on occlusal forms by an edentulous dentist.*, *Dent. Items Int.*, 60 : 762-771, 1938.
 31. Manly, R. S. and Vinton, P. : *A survey of the chewing ability of denture wearers.*, *J. Dent. Res.*, 30 : 314-321, 1951.
 32. Landa J. S. : *Biologic significance of balanced occlusion and balanced articulation in complete denture service.*, *J. Amer. Dent. Ass.*, 65 : 489-494, 1962.
 33. Lambrecht J. R. : *A functional stress analysis of the maxillary complete denture base.*, *J. Prostho. Dent.*, 12 : 865-872, 1962.
 34. Boucher C. O., Hickdy J. C. and Zafk G. A. : *Prosthodontic treatment for edentulous patients.*, 8th ed., Mosby, P.180, 1980.
 35. Ralph J. P and Caputo A. A. : *Analysis of stress patterns in the human mandible.*, *J. Dent. Res.* 54 : 814-821, 1975.
 36. 정재현 : *Finite element analysis of mandibular stresses and denture movements induced by various denture base materials.*, 보철학회지 25권 1호, p.28-302, 1987.

THREE DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS OF MANDIBULAR STRESSES OF COMPLETE DENTURE OCCLUSION

Young Soo Lee, D. D. S. and Kwang Hee Yoo, D. D. S.
Department of Dentistry, College of Medicine, Hanyang University

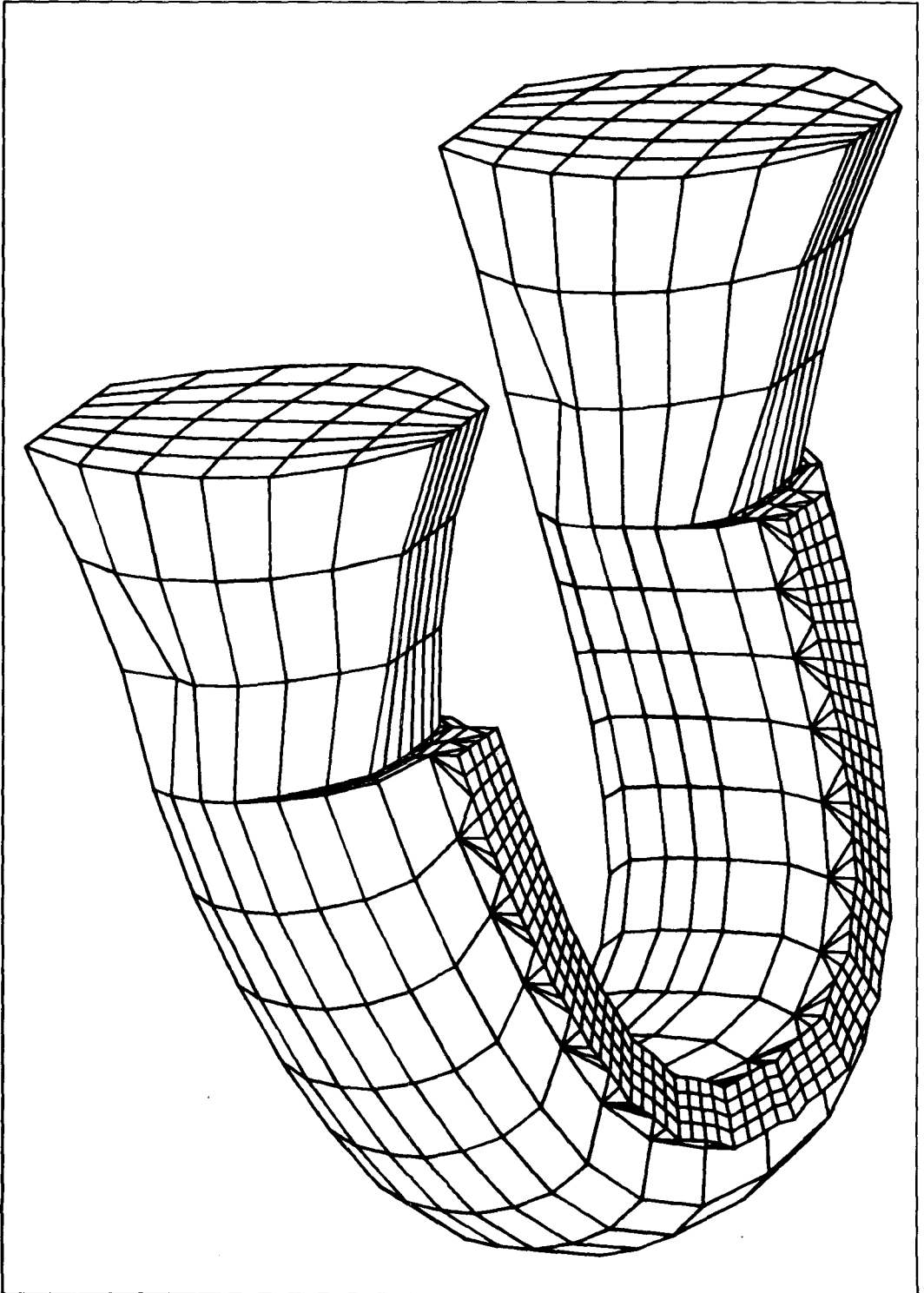
The objective of preventive dentistry is the maintenance of a healthy dentition for the life of a patient. Unfortunately, if an individual has not received the benefit of a comprehensive program of preventive dentistry and has finally reached the edentulous state, as a consequence, he receives a set of complete denture.

Dentures are mechanical devices and subject to the principles of mechanics. In some cases, the general health and nutritional status of the patient are felt to be the causative factors.

But, the most important thing in residual ridge resorption is felt to be caused by the unequal distribution of functional forces. This study was to analyze mandibular stresses of complete denture occlusion by three dimensional finite element method.

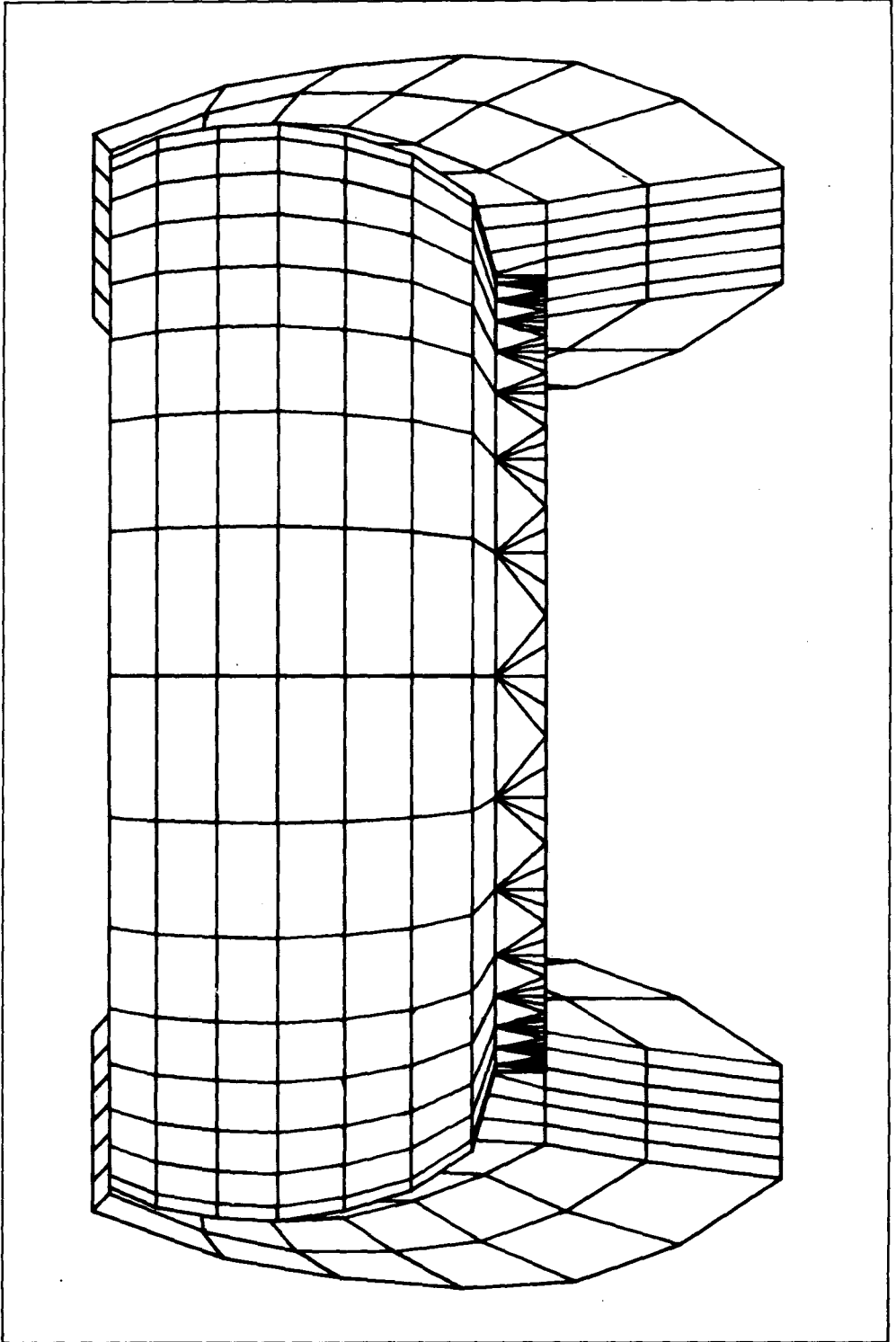
The results were as follows :

1. As deformation and stress distribution of the complete denture of the mandible were concentrated on the upper lingual side of the mandible, alveolar ridge resorption of the mandible occurred from lingual side to labio-buccal side.
2. Analyzing by three dimensional F. E. M., the mandible is a very effective form for tolerating stress and deformation biomechanically.
3. According to the concentration of stress distribution in the upper buccal side of the lower posteriors, buccal shelf area must be a primary stress bearing area in the lower complete denture.
4. Lower complete denture moved horizontally to the balancing side under lateral occlusal force.
5. Bilateral balanced occlusion should be constructed in the complete denture for denture stability, especially in the protrusive movement.
6. Physical property of the denture base material was as important for stress distribution in the denture base as or even more than that in the mandible.
7. Impression technique is very important because of most of stress was concentrated between them due to close contact of the mandible and the denture base.



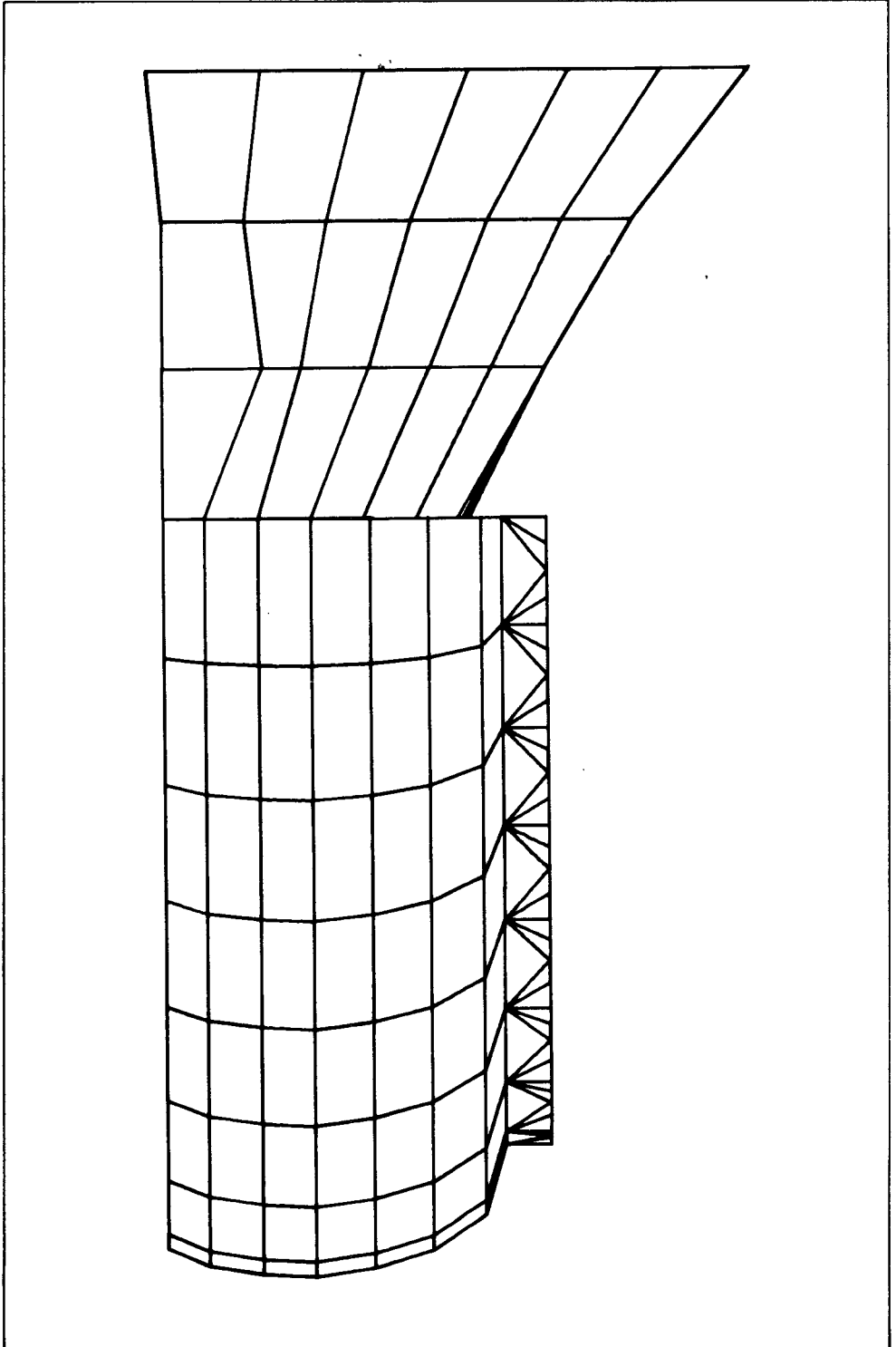
(a) Shape of model

□ 이영수외 : 논문 사진부도 및 설명 (1-b) □

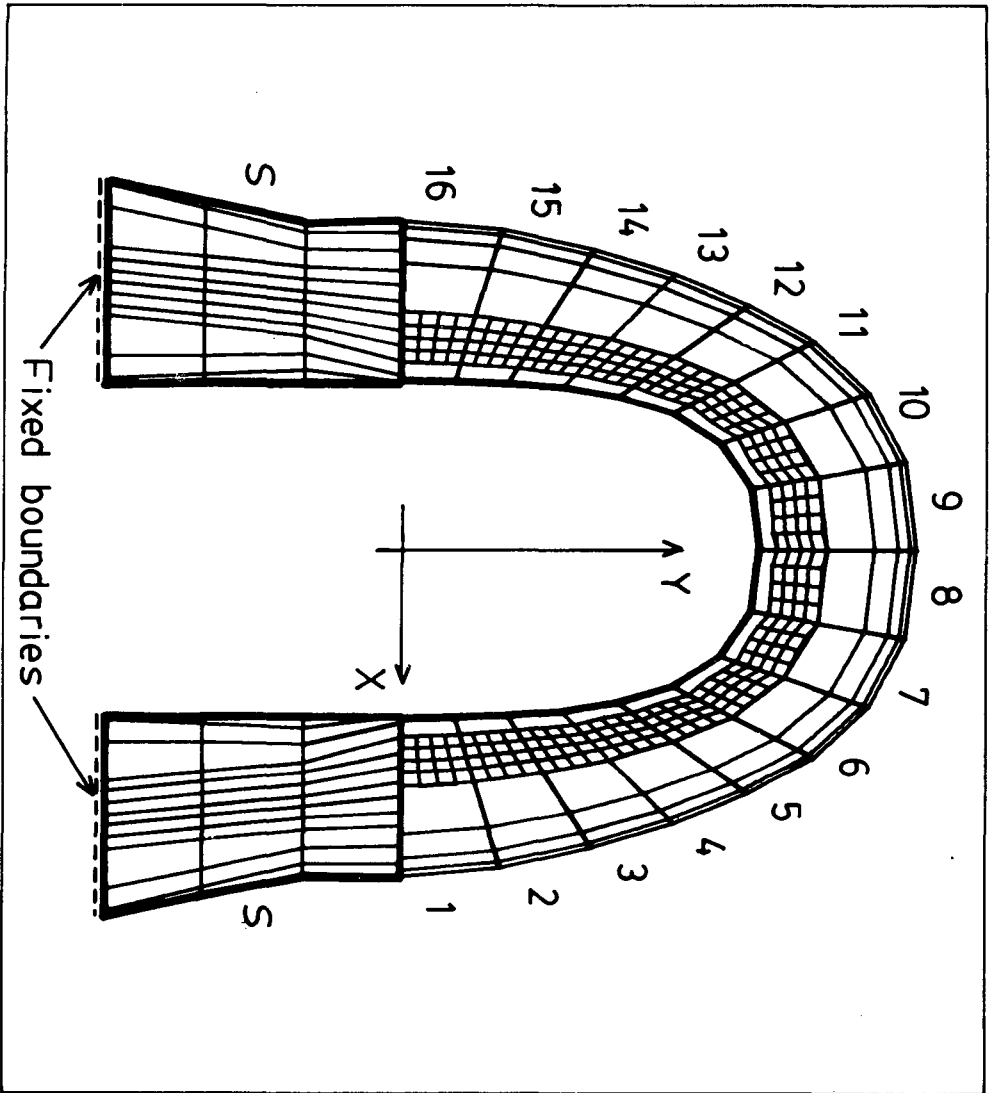


(b) Front view of model

□ 이영수외 : 논문 사진부도 및 설명 (1-c) □



(c) Side view of model



(d) Top view of model

Fig. 1 Three dimensional model for F.E.M.

section No.	Tooth to the section
2, 15	Second Molar
3, 14	First Molar
4, 13	Second Premolar
5, 12	First Premolar
6, 11	Canine
7, 10	Lateral Incisor
8, 9	Central Incisor

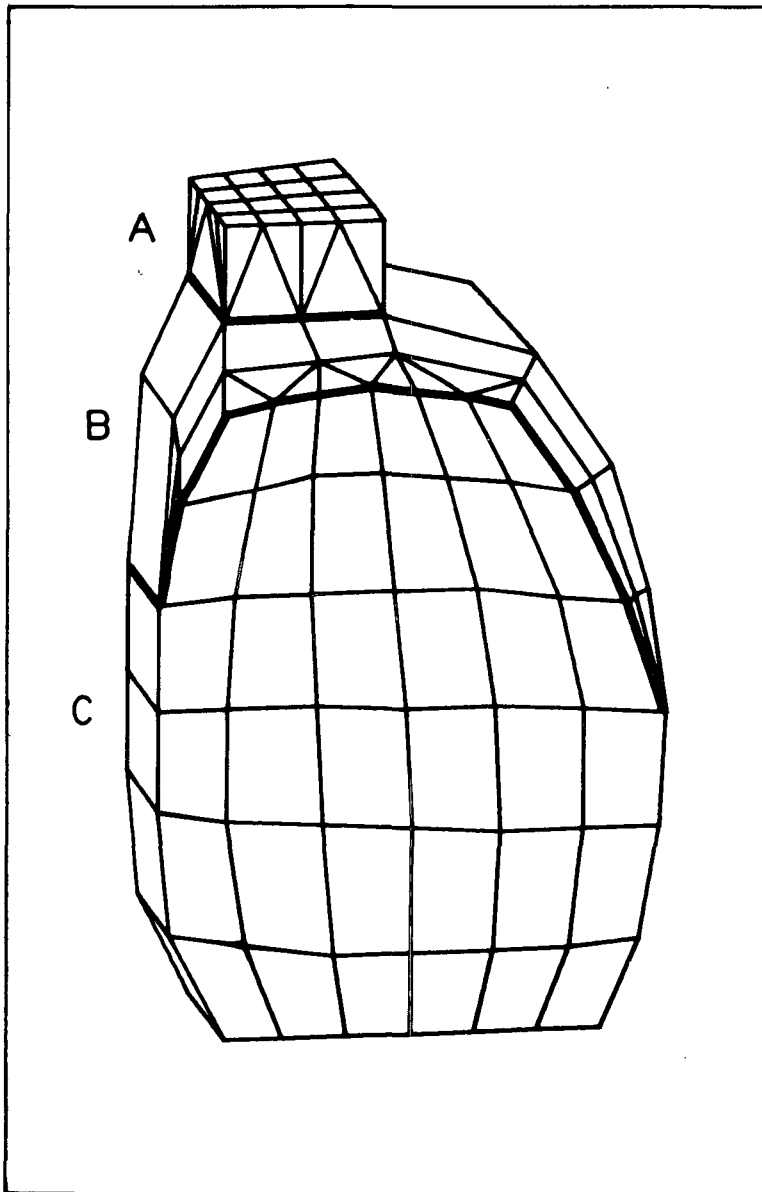


Fig. 2 Typical section shape of model

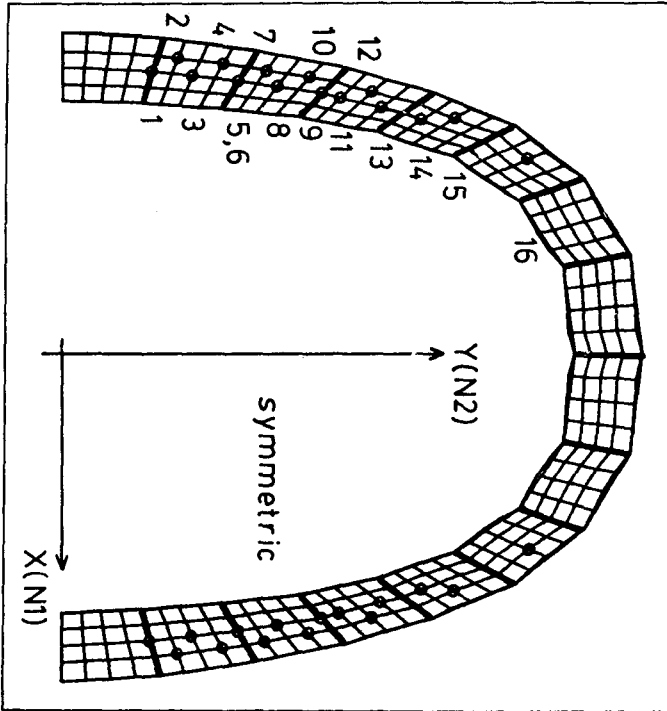


Fig. 3 Occlusal force distribution of centric occlusion

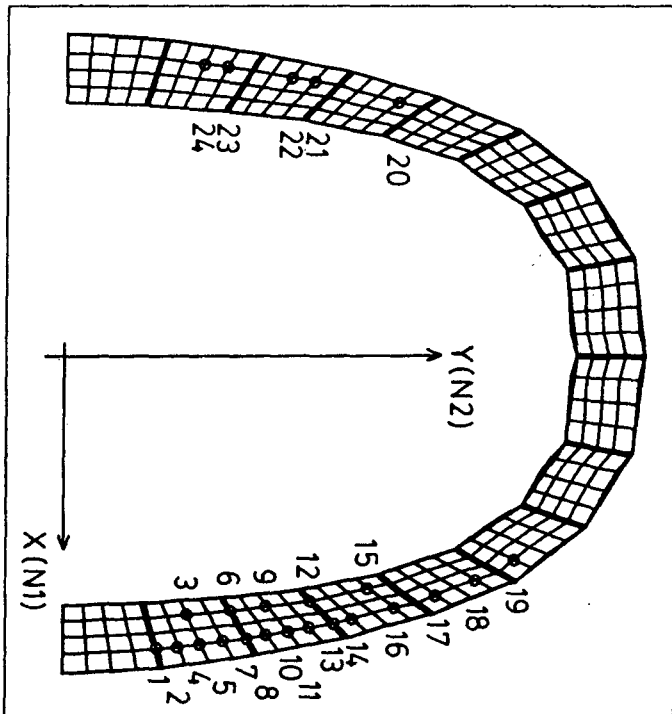
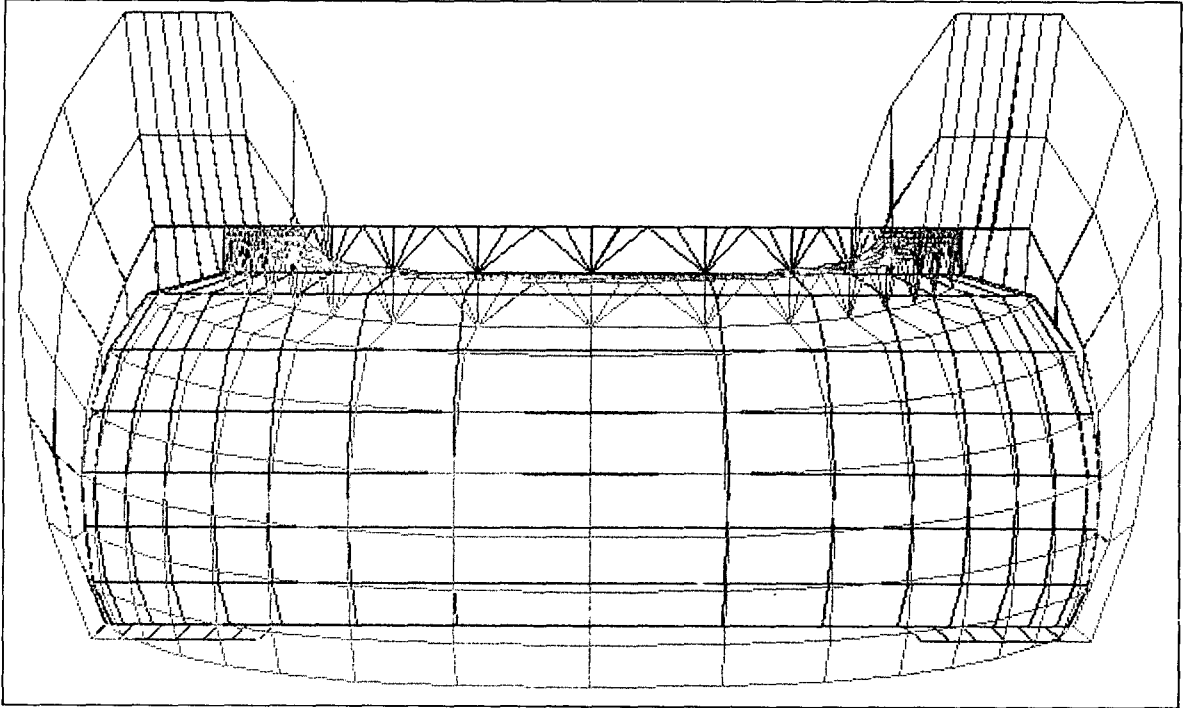
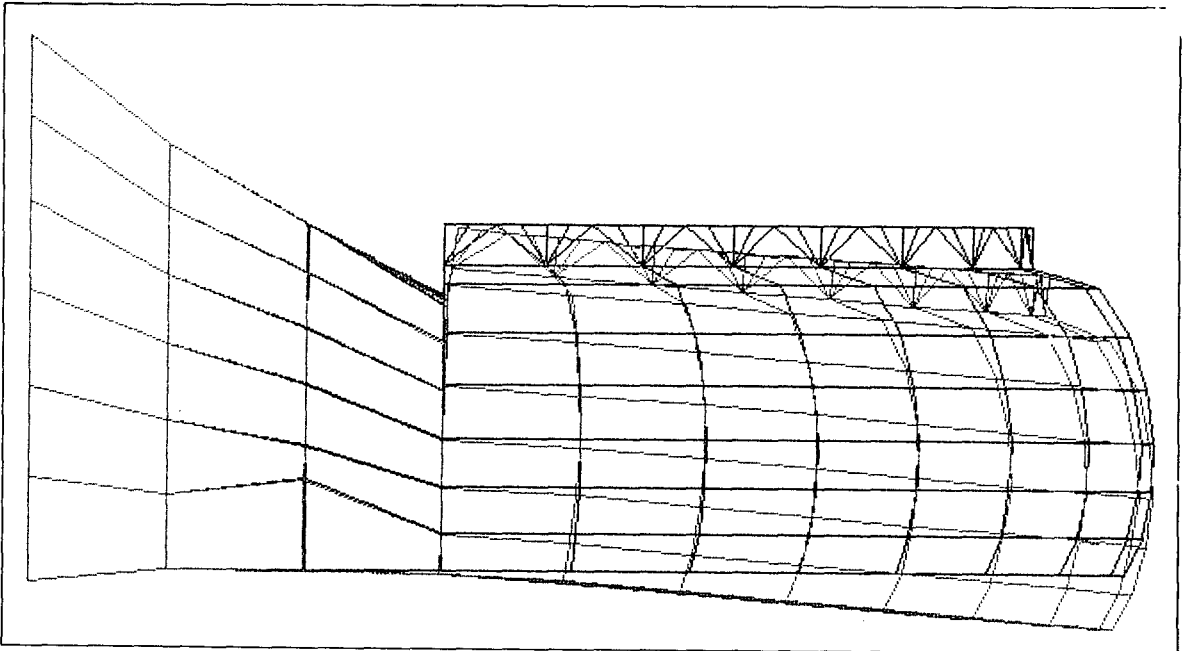


Fig. 4. Occlusal force distribution of lateral occlusion



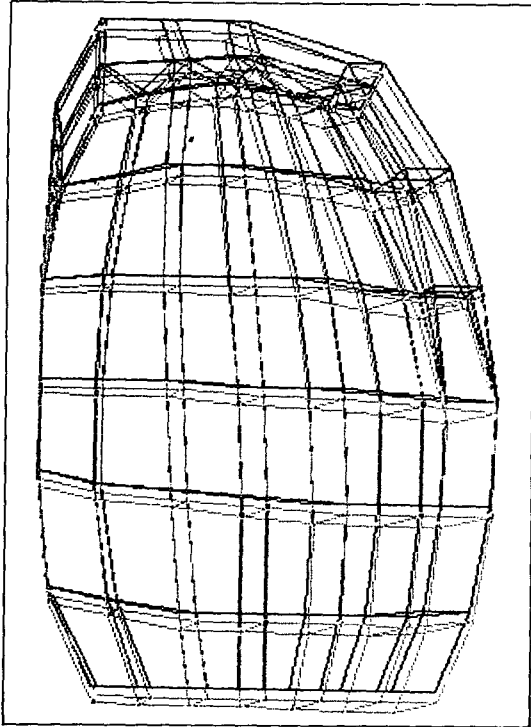
(a) Front view



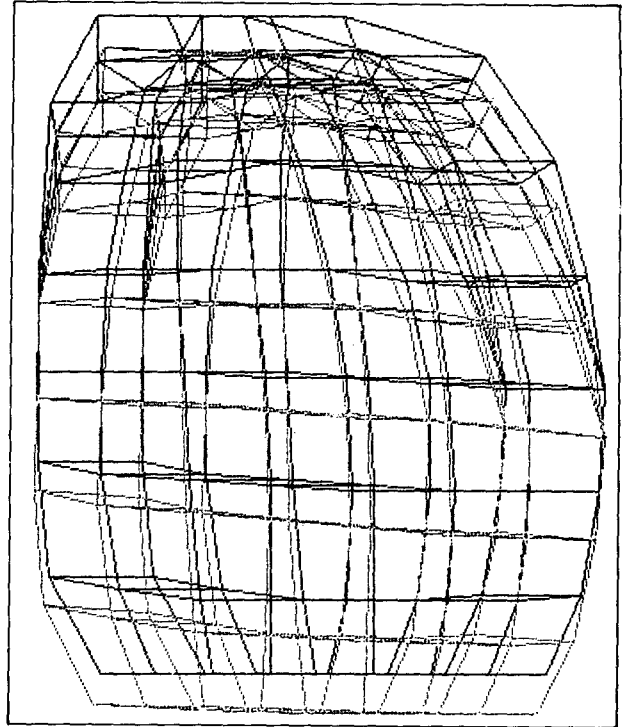
(b) Side view

Fig. 5 Deformation of model in the case of centric occlusion(x100)

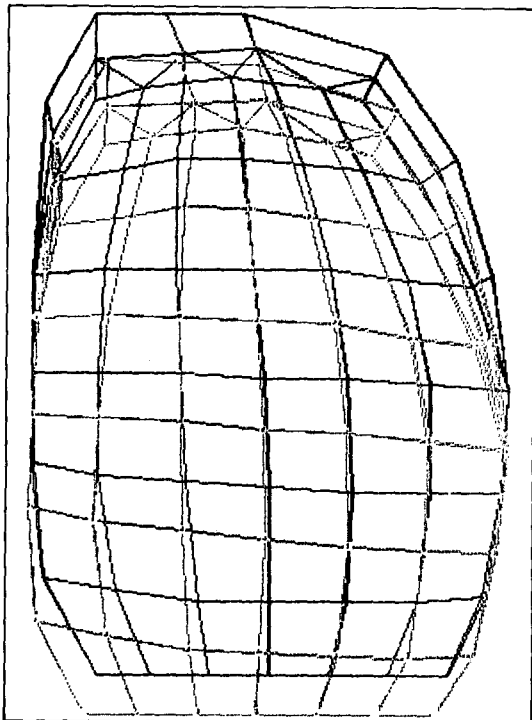
□ 이영수외 : 논문 사진부도 및 설명 (6) □



(a) Section 2



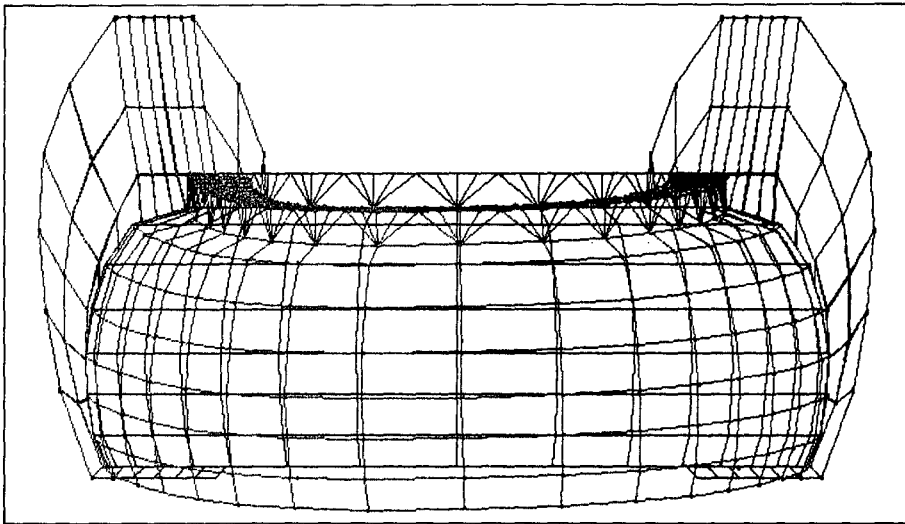
(b) Section 5



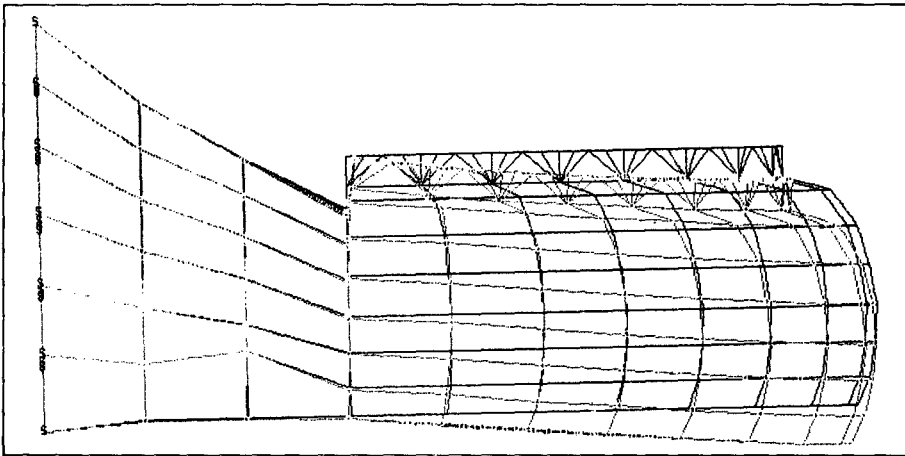
(c) Section 8

Fig. 6 Deformation of section in the case of centric occlusion(x50)

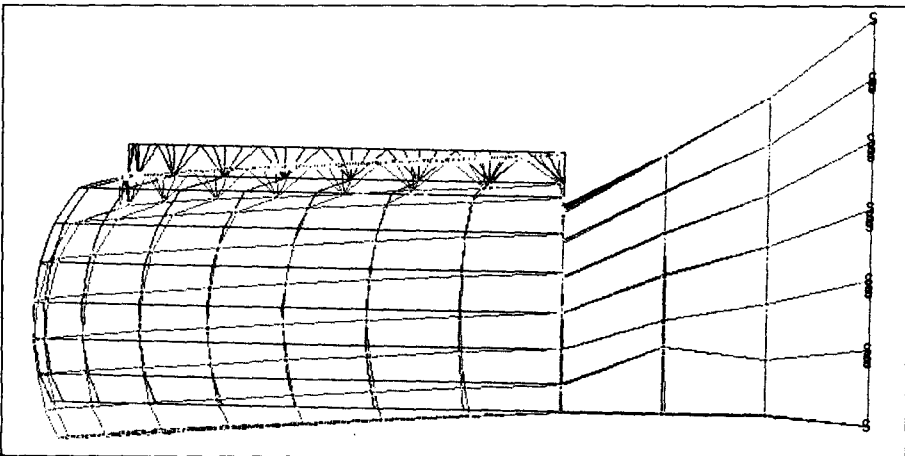
□ 이영수외 : 논문 사진부도 및 설명 (7) □



(a) Front view

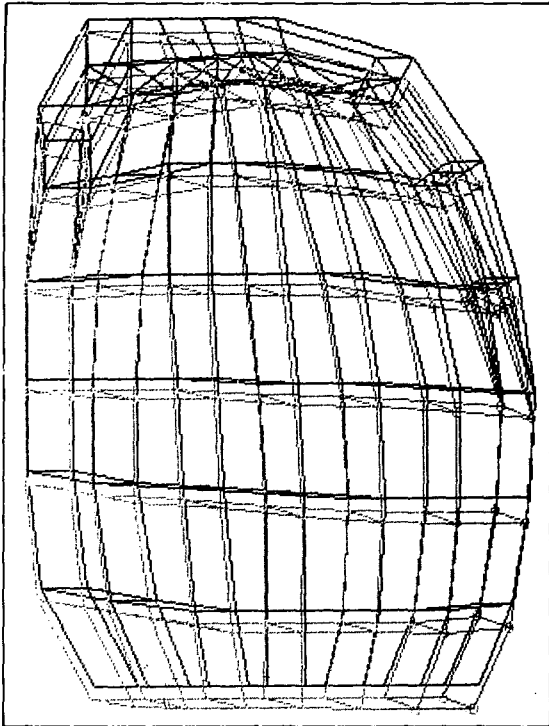


(b) Side view of working side

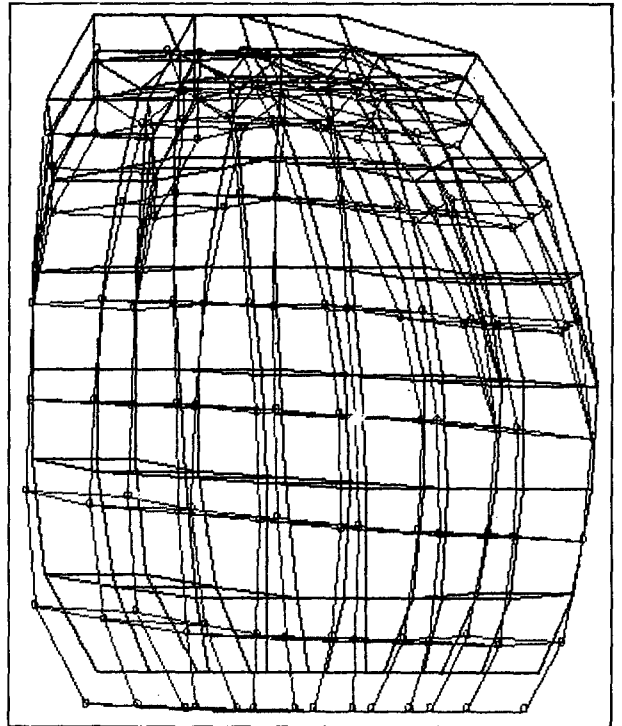


(c) Side view of balancing side

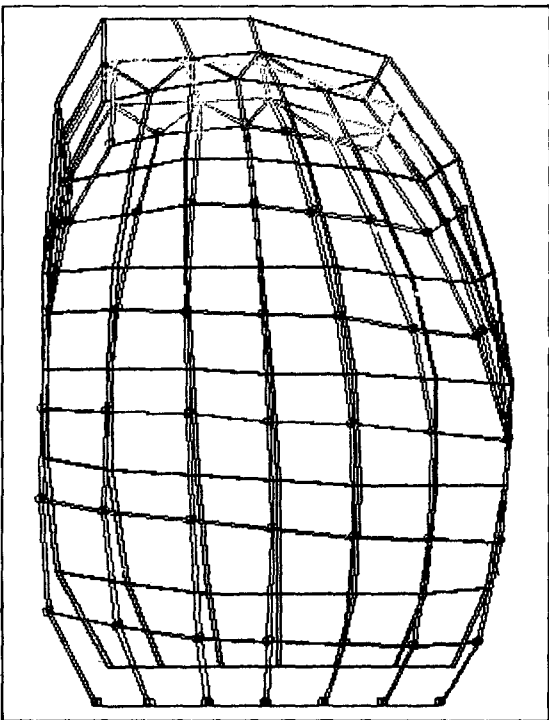
Fig. 7 Deformation of model in the case of lateral occlusion(x100)



(a) Section 2



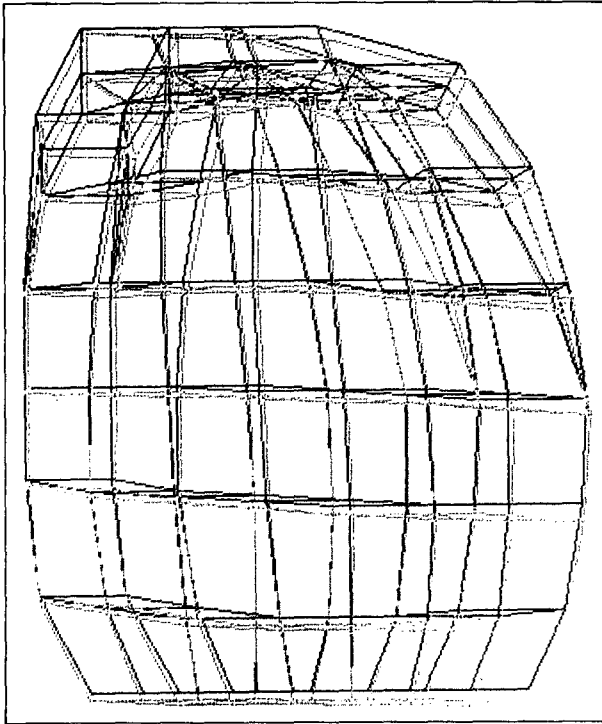
(b) Section 5



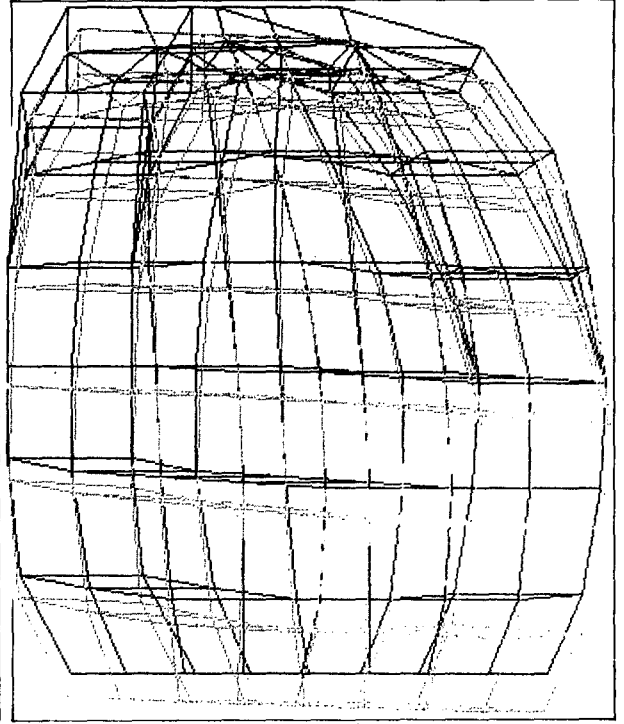
(c) Section 8

Fig. 8 Deformation of section in the case of lateral occlusion (working side, x50)

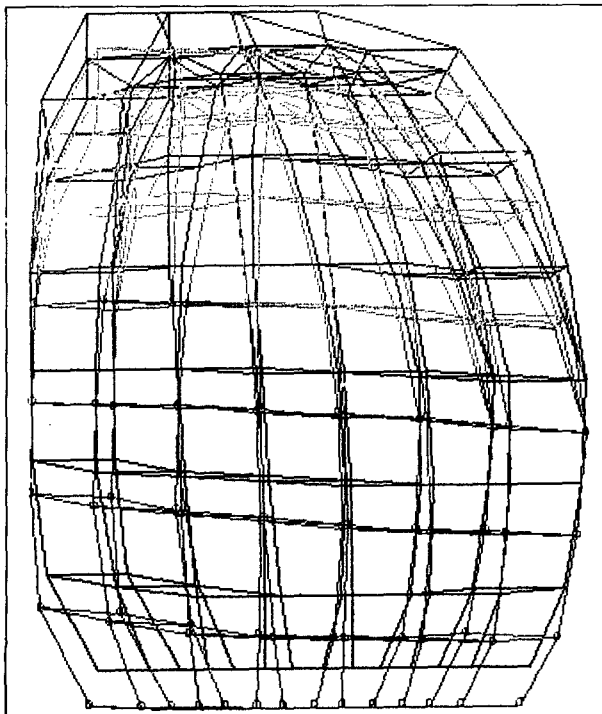
□ 이영수외 : 논문 사진부도 및 설명 (9) □



(a) Section 15

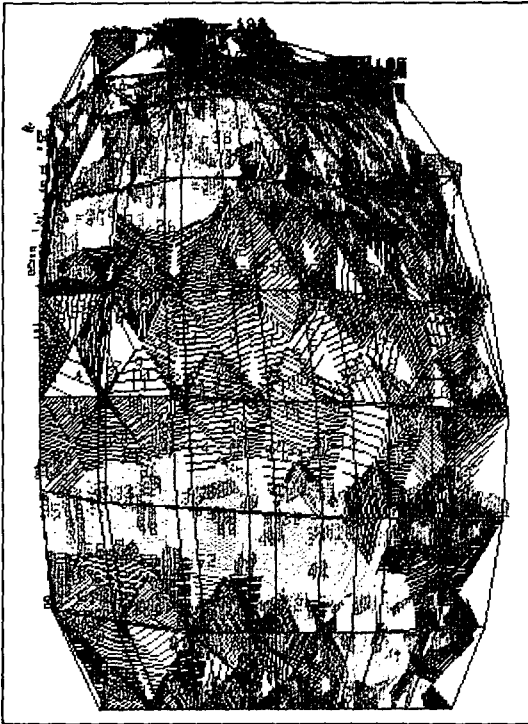


(b) Section 12

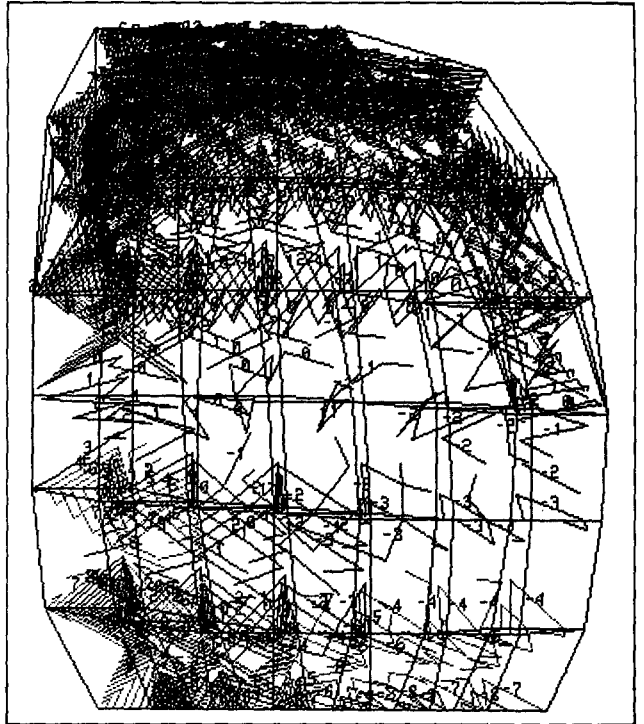


(c) Section 10

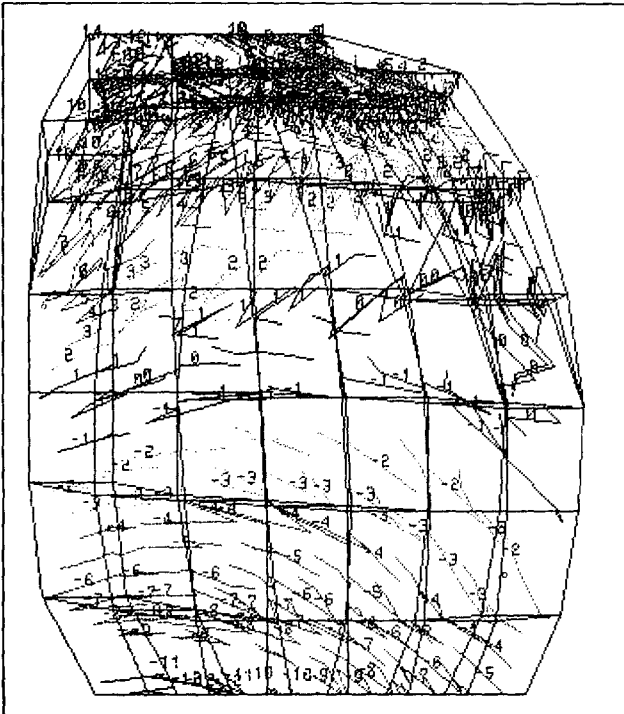
Fig. 9 Deformation of section in the case of lateral occlusion (balancing side, x50)



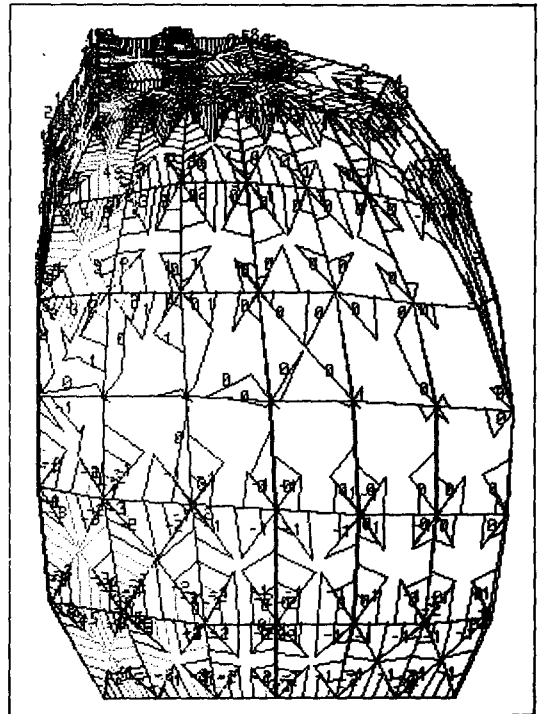
(a) Section 2



(b) Section 4

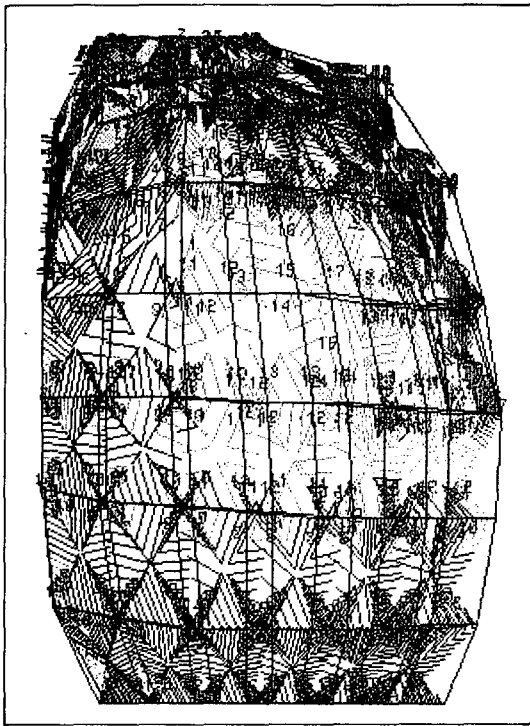


(c) Section 6

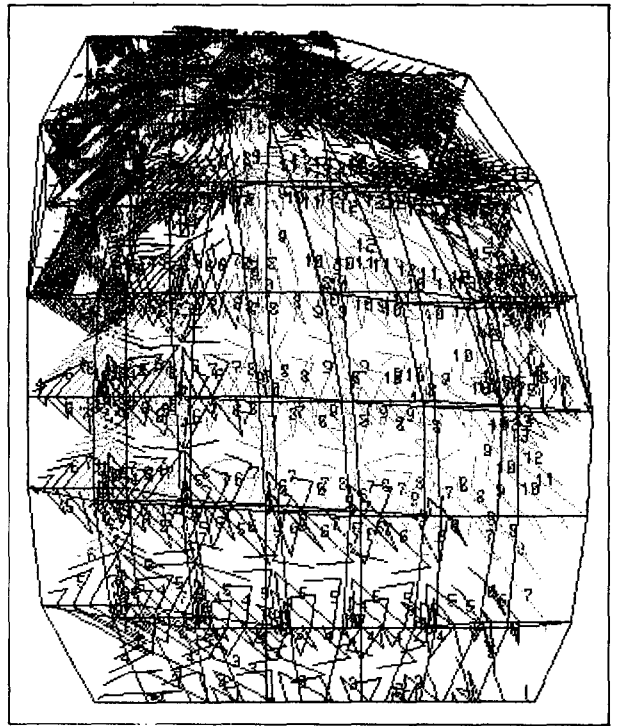


(d) Section 8

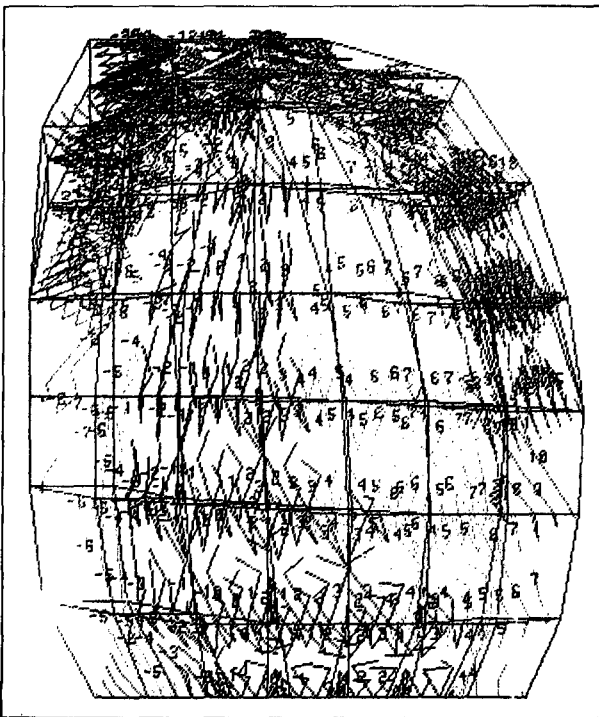
Fig. 10 S1 principle stress distribution(centric occlusion)



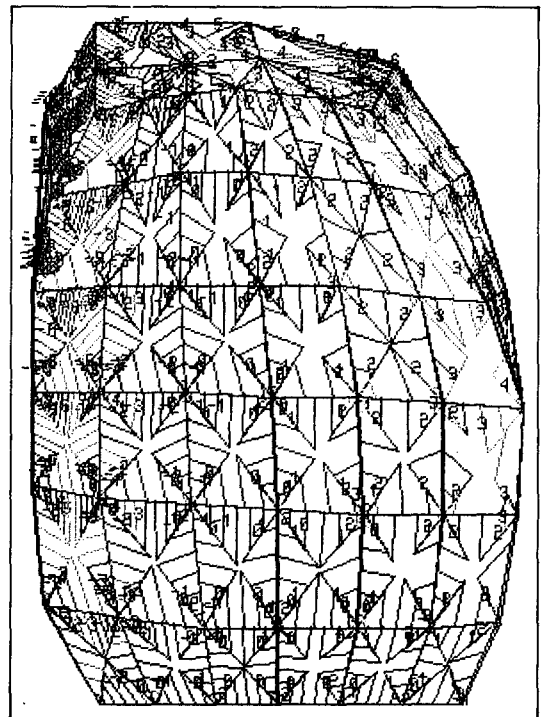
(a) Section 2



(b) Section 4

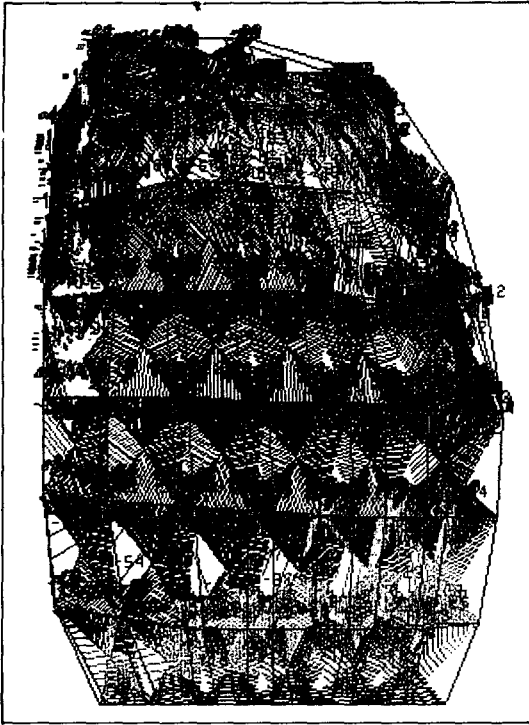


(c) Section 6

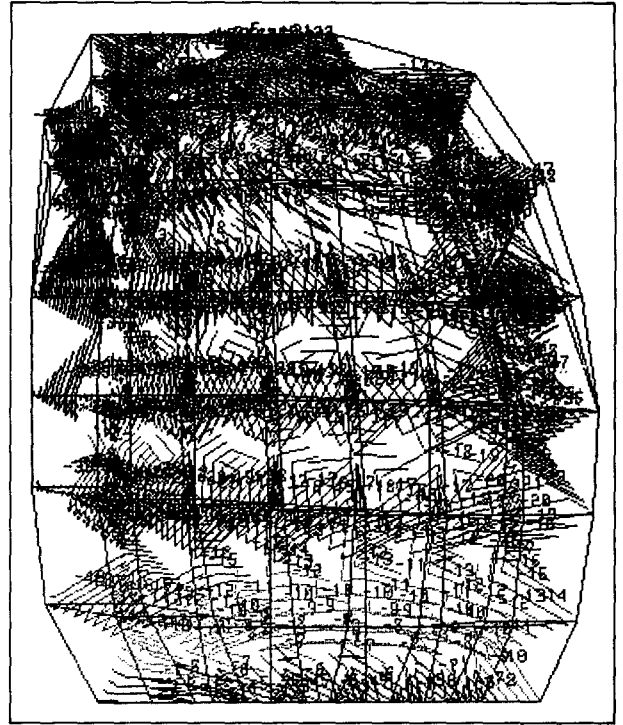


(d) section 8

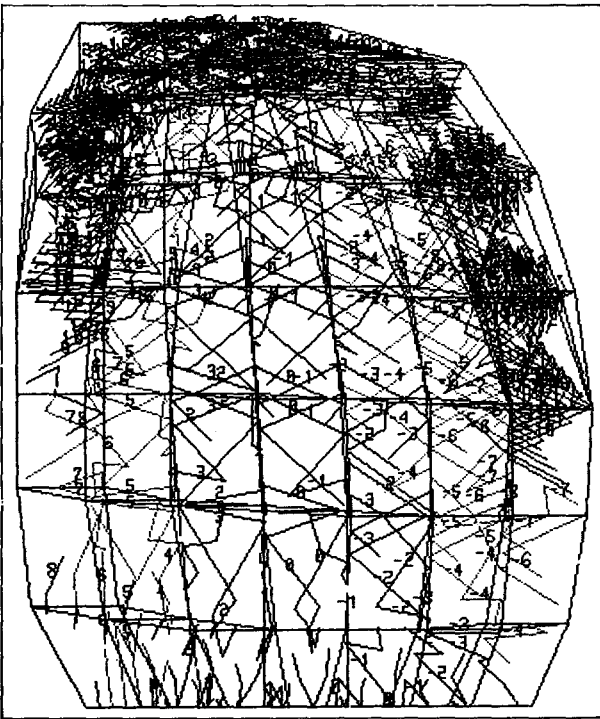
Fig. 11 S2 principle stress distribution(centric occlusion)



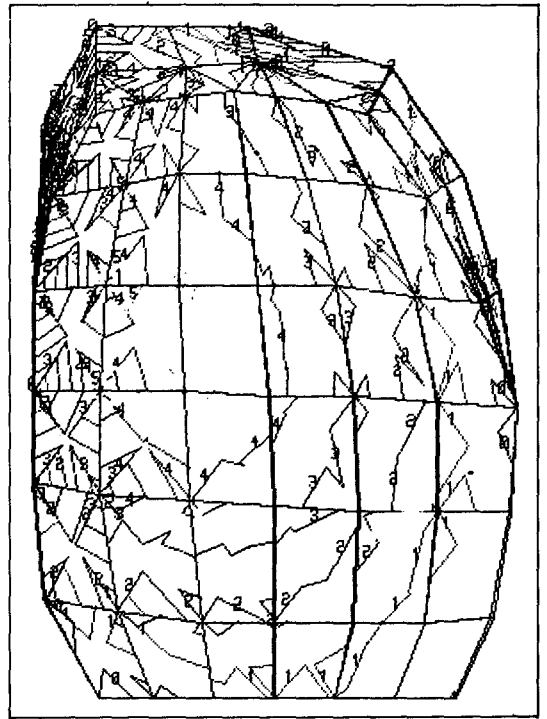
(a) section 2



(b) Section 4

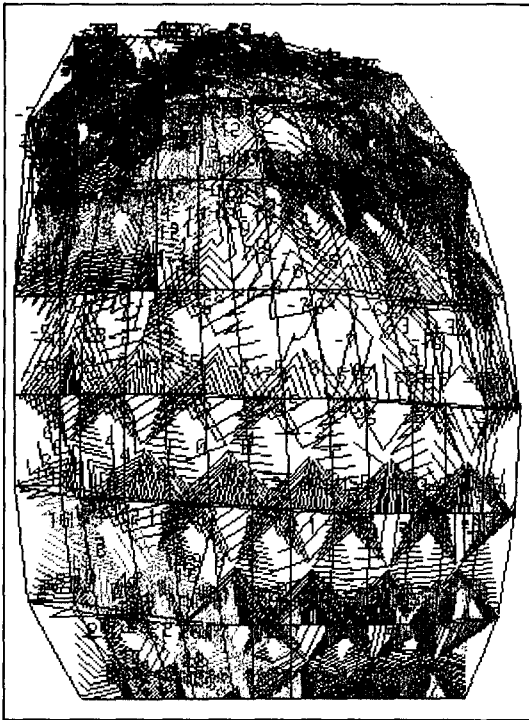


(c) Section 6

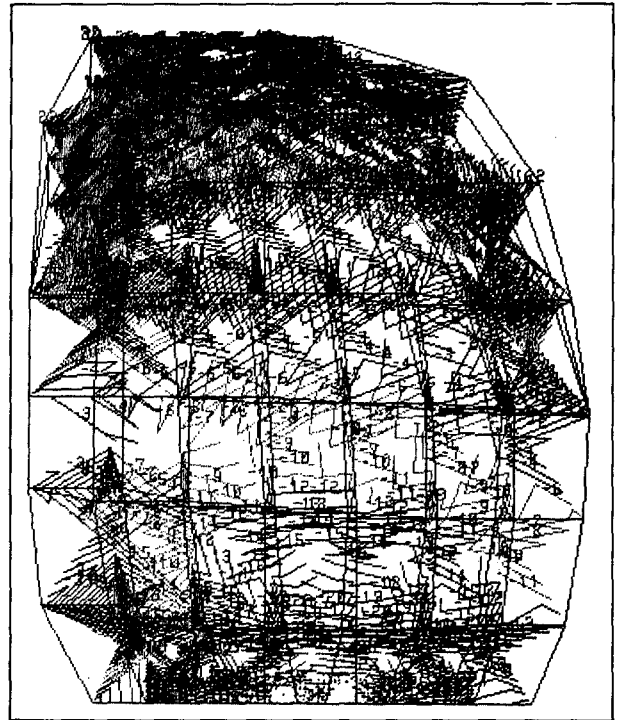


(d) Section 8

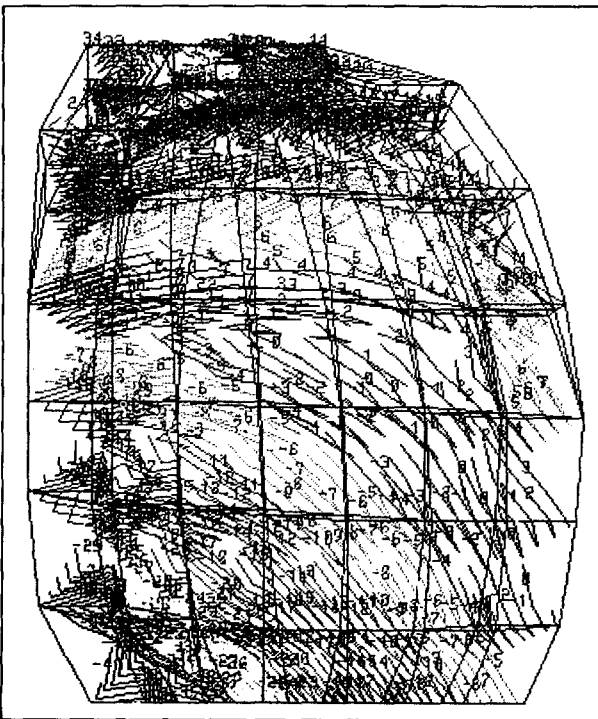
Fig. 12 Maximum shear stress distribution(centric occlusion)



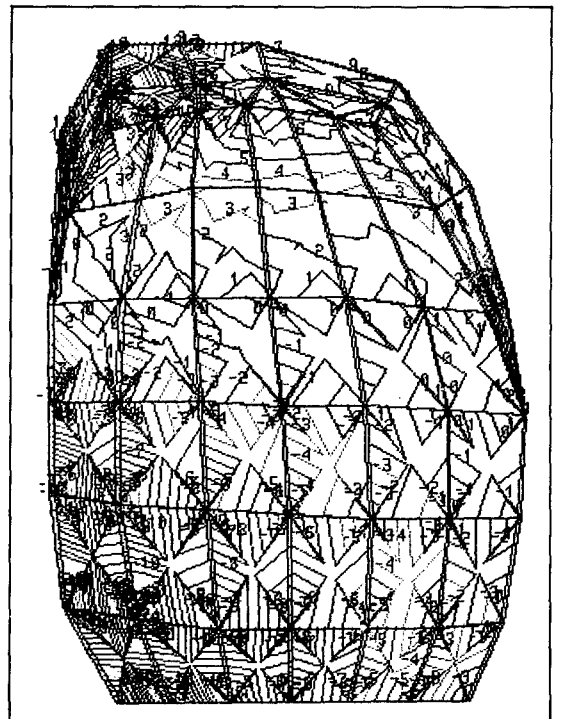
(a) Section 2



(b) Section 4

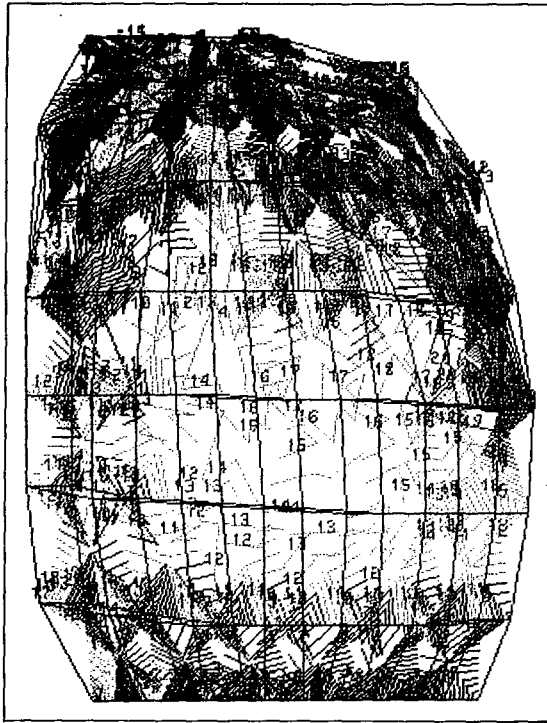


(c) Section 6

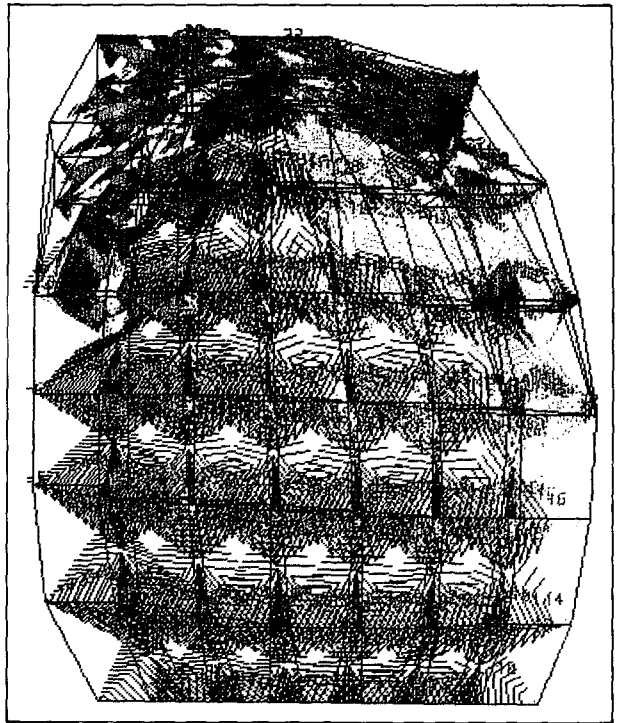


(d) Section 8

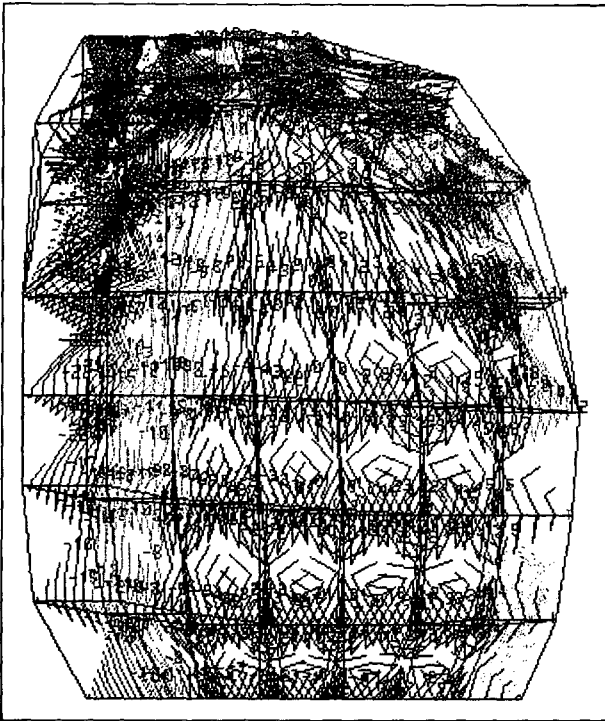
Fig. 13 S1 principle stress distribution (lateral occlusion, working side)



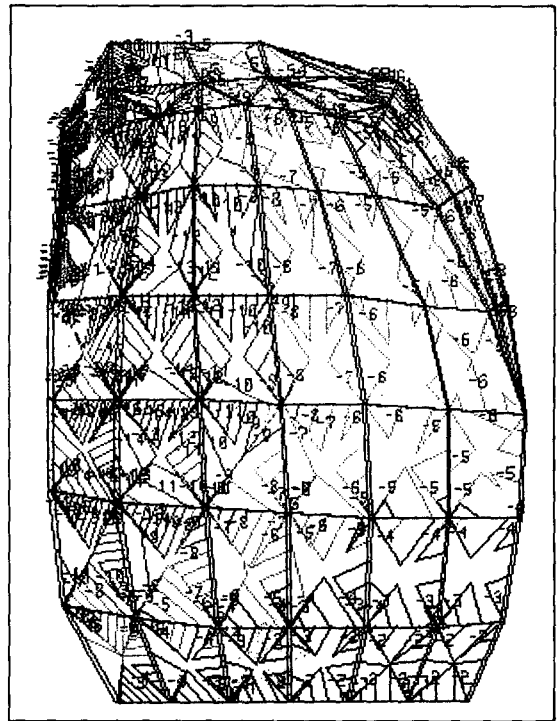
(a) Section 2



(b) Section 4



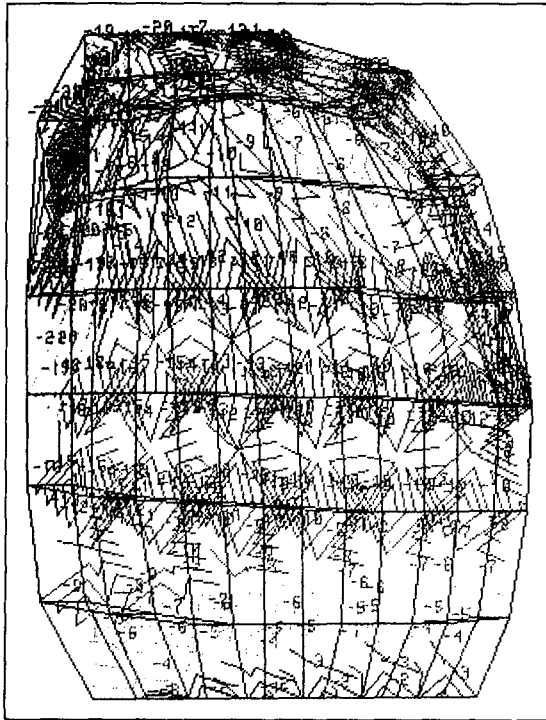
(c) Section 6



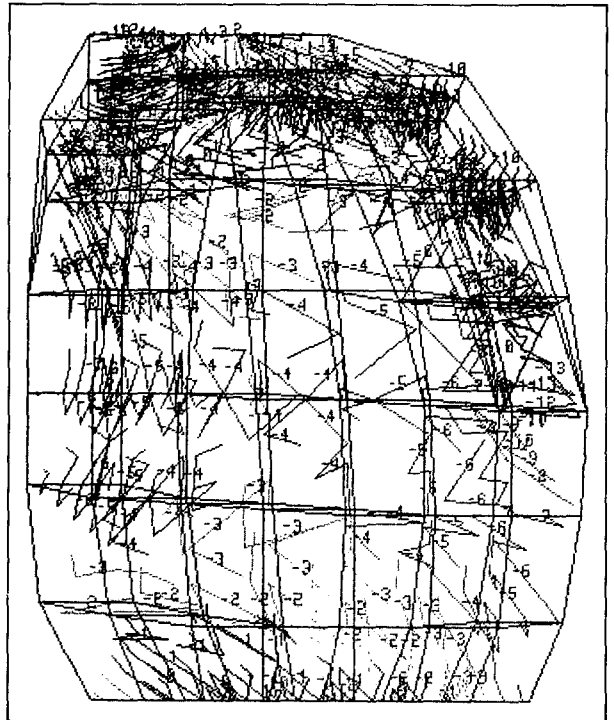
(d) Section 8

Fig. 14 S2 principle stress distribution (lateral occlusion, working side)

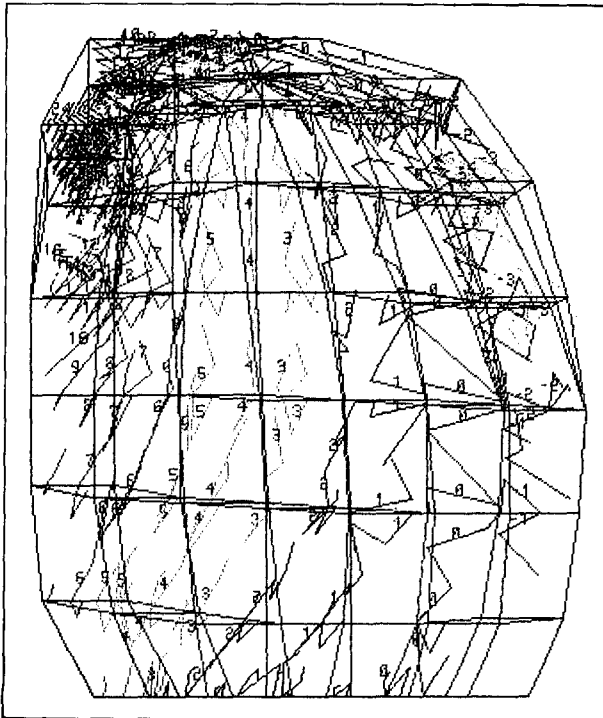
□ 이영수외 : 논문 사진부도 및 설명 (15) □



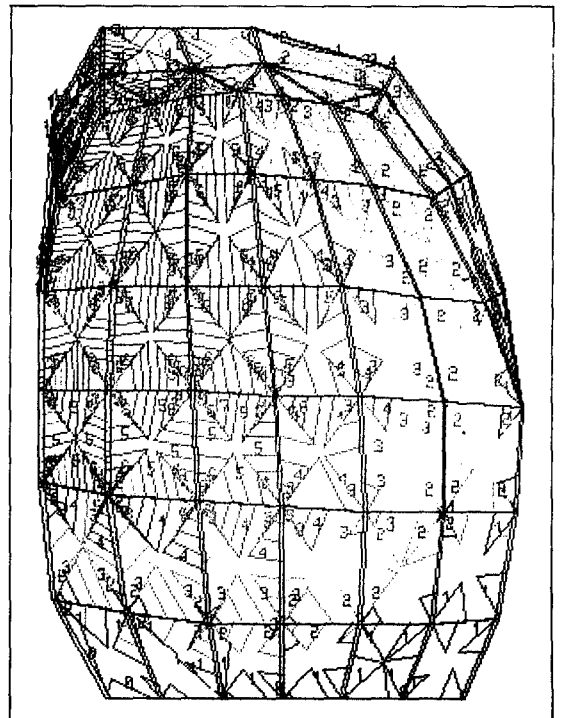
(a) Section 2



(b) Section 4

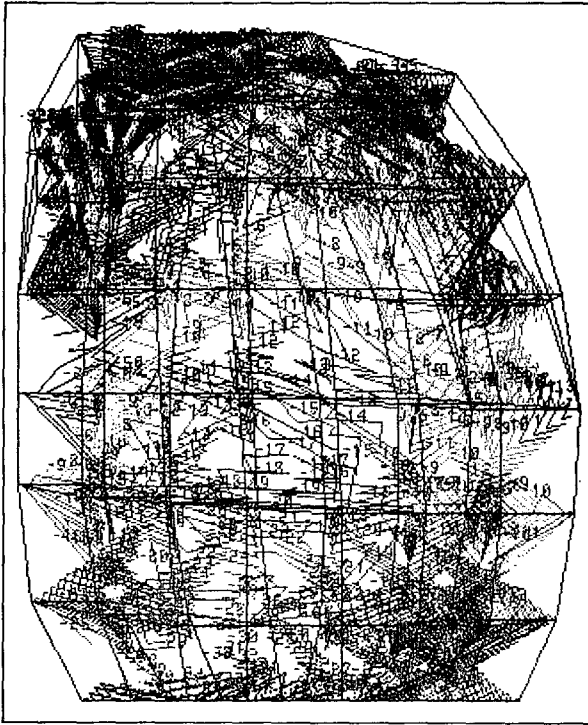


(c) Section 6

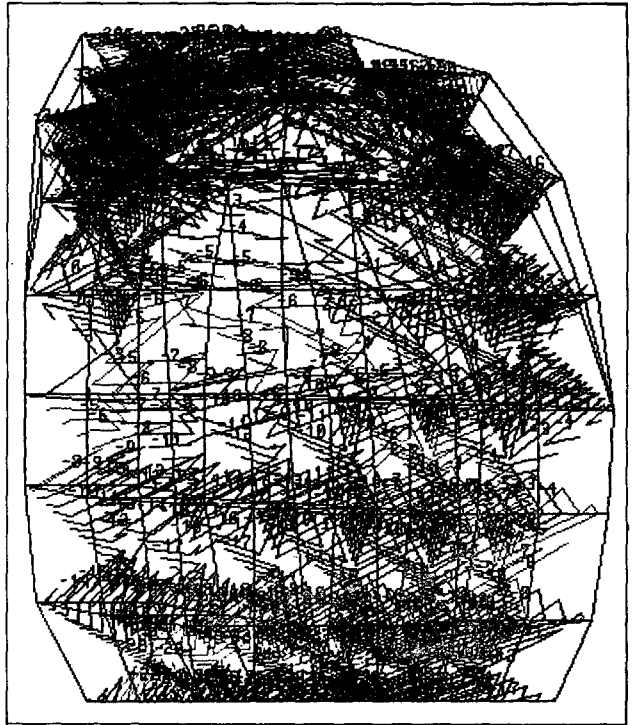


(d) Section 8

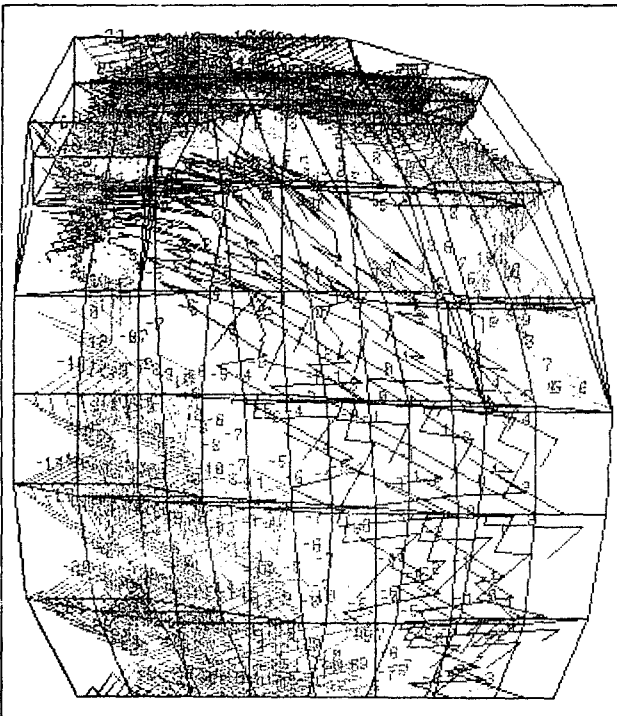
Fig. 15 Maximum shear stress distribution (lateral occlusion, working side)



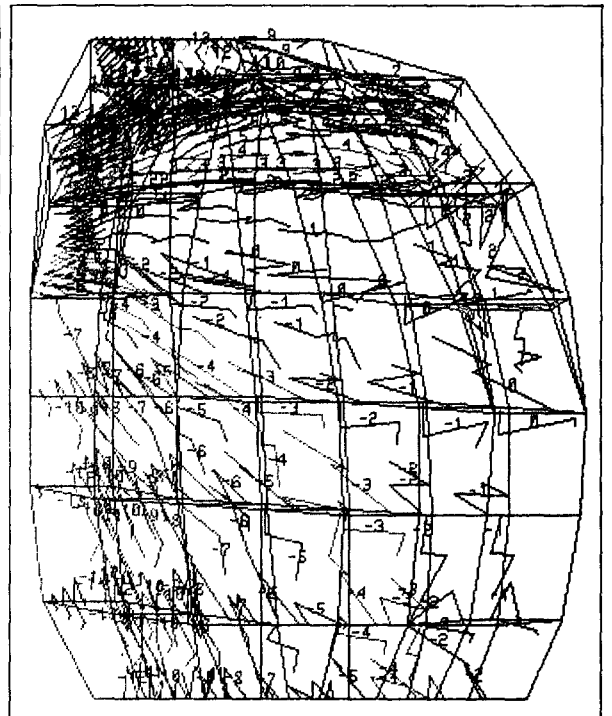
(a) Section 15



(b) Section 14

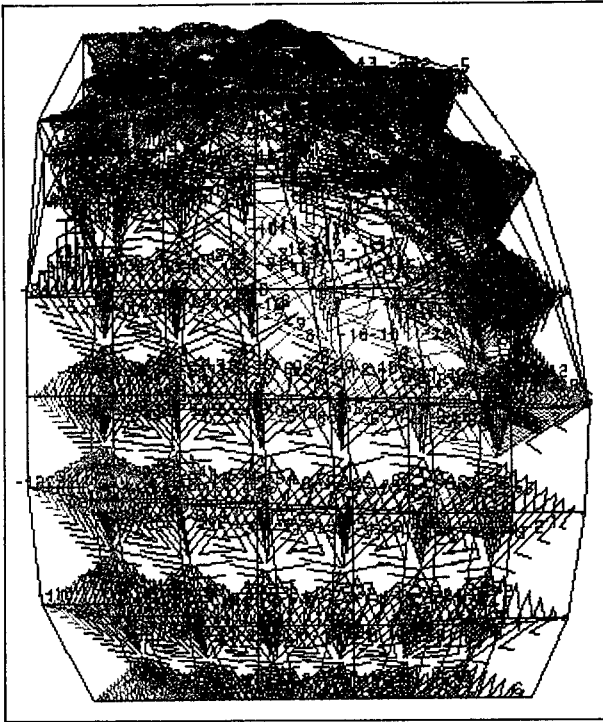


(c) Section 12

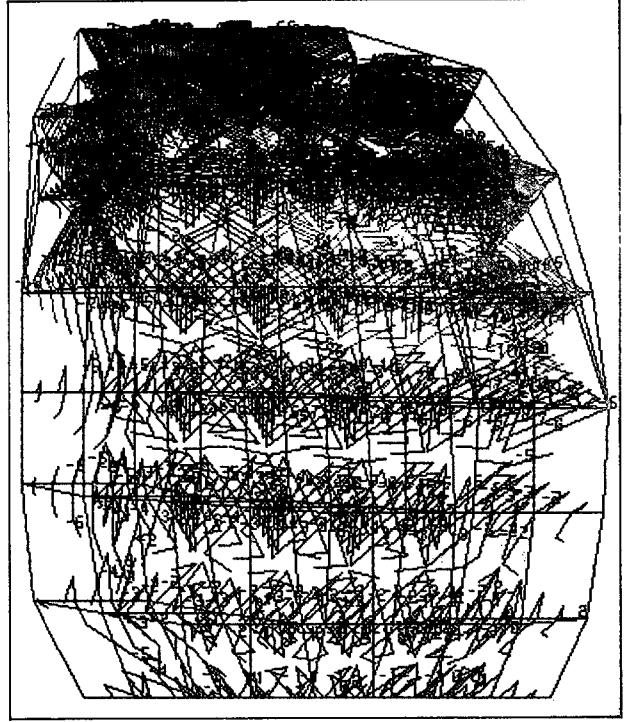


(d) Section 10

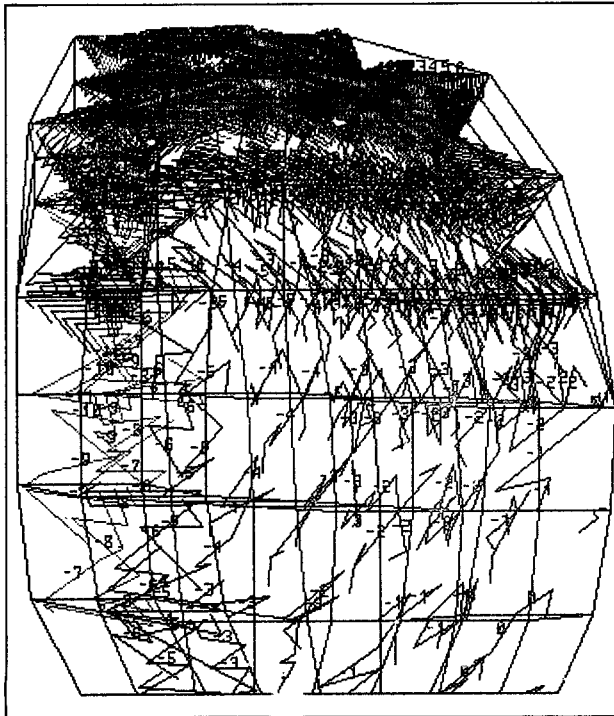
Fig. 16 S1 principle stress distribution (lateral occlusion, balancing side)



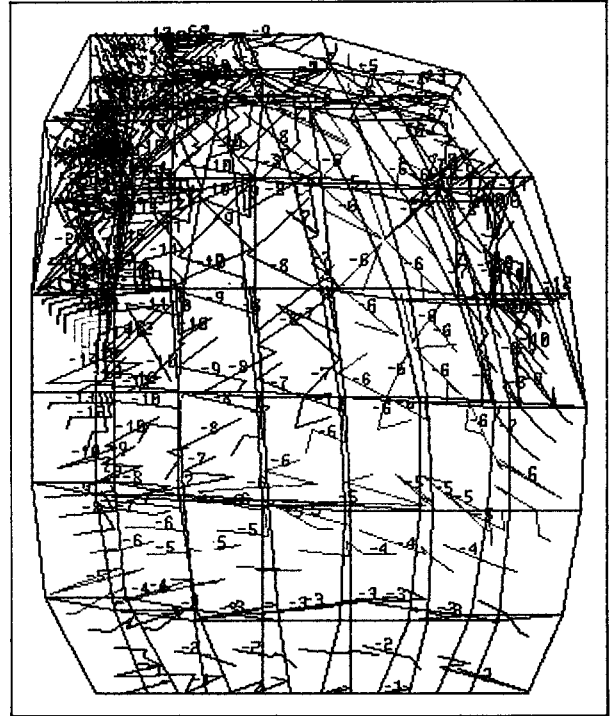
(a) Section 15



(b) Section 14

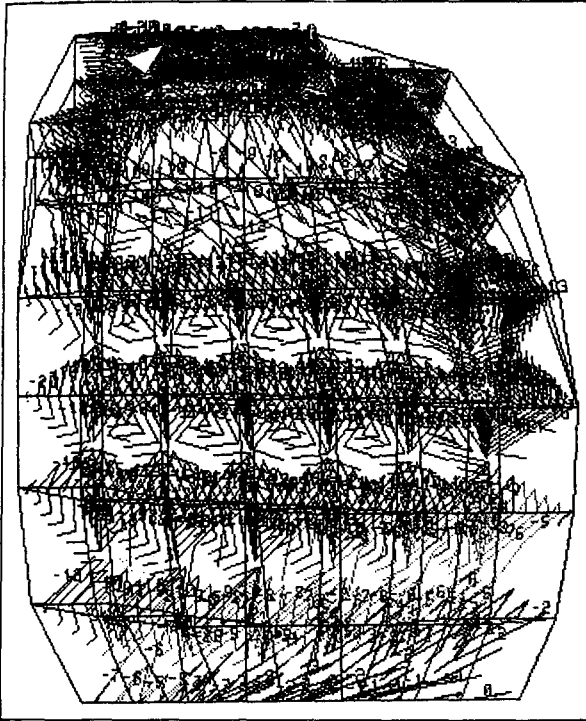


(c) Section 12

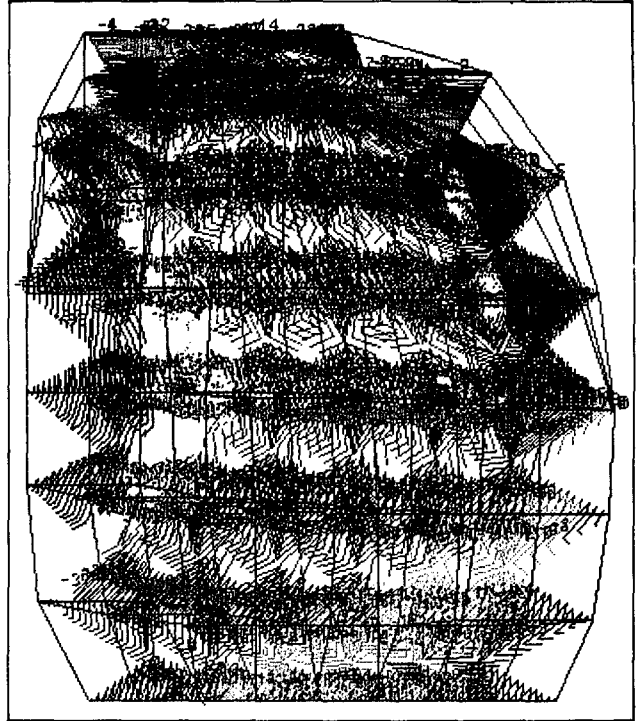


(d) Section 10

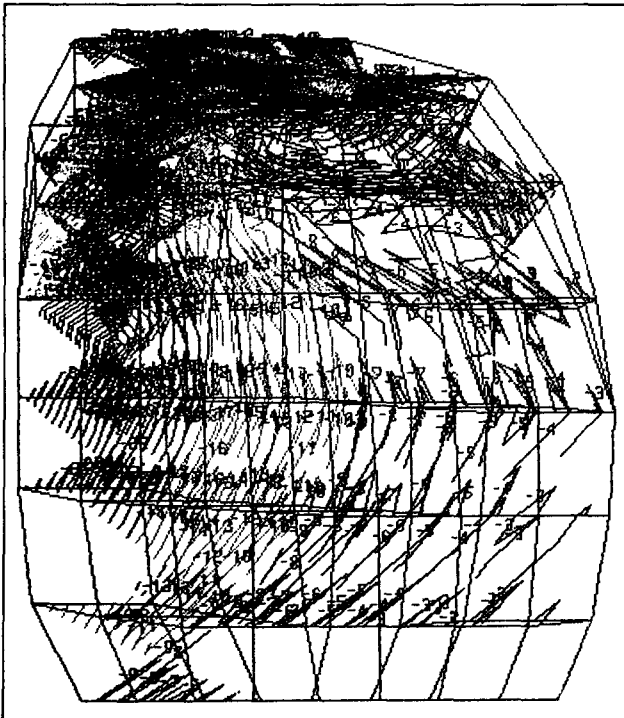
Fig. 17 S2 principle stress distribution (lateral occlusion, balancing side)



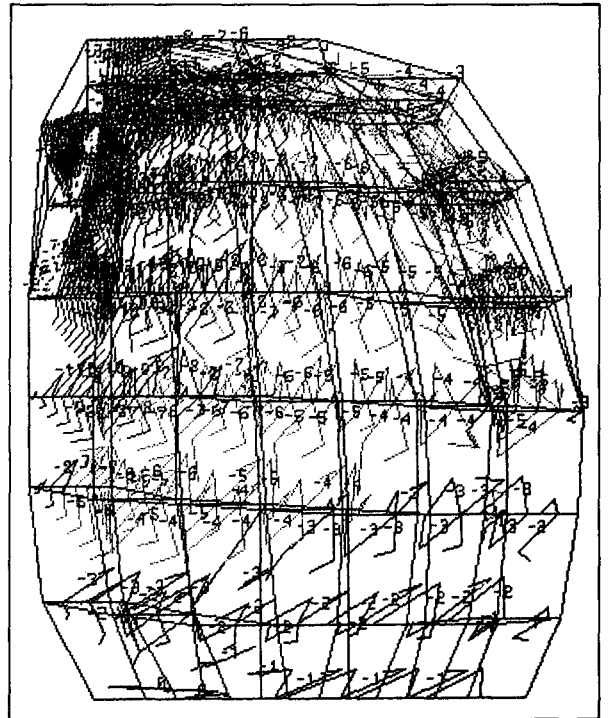
(a) Section 15



(b) Section 14



(c) Section 12



(d) Section 10

Fig. 18 Maximum shear stress distribution (lateral occlusion, balancing side)