

치과 임플란트 보철 장착자의 구강 감각 기능에 관한 연구

서울대학교 치과대학 치과보철학교실

장경수 · 김영수

〈 목 차 〉

- I. 서 론
- II. 연구자료 및 방법
- III. 연구성적
- IV. 총괄 및 고안
- V. 결 론
- 참고문헌
- 영문초록

I. 서 론

구강에 존재하는 감각 수용기는 외부로부터 가해진 자극을 활동 전위로 전환하여 구심 신경을 통해서 반사 활동을 일으키거나, 뉴우론 교체를 통하여 시상과 대뇌 피질에 투사되어 감각을 일으킨다. 구강 조직의 이와 같은 감각 기능은 자극에 대한 방어 작용 및 장기의 원활한 기능 수행에 중요한 역할을 한다.

치주 조직의 하나인 치주 인대에는 무수 및 유수 신경 섬유가 분포하며 치근막 혈관에는 혈관 운동 신경인 자율 신경도 발견된다. 또한, 다양한 기계적 수용기

가 존재하여 치주 인대의 감각 기능에 관여하고 있다. 치주 인대의 감각은 저작력을 조절하고 대합치 사이에 위치한 미세한 물체의 감지 및 성상 식별에 주된 역할을 한다⁽⁷⁷⁾. 그 외에도, 교합력에 대한 완충 작용과 근-신경 반사를 통한 저작력 조절 작용을 하고⁽⁸⁴⁾, 구강 점막, 저작근 및 악관절 감각과 협조하여 하악의 개구 반사를 조정하며, 원활한 저작 운동을 수행하도록 하는 기능도 갖는다⁽⁸⁶⁾.

총의치 장착자는 치주 인대 수용기가 없으며, 정상 자연치열자에 비해 구강 감각 기능이 저하되는 것으로 알려져 있다⁽⁷⁰⁾. Manley 등⁽⁵⁴⁾은 의치 장착자의 감각 식별력이 보통의 저작시에는 별 영향을 받지 않으나, 미세한 음식물을 알아내는 데에는 장애를 받는다고 하였다. 한편, 식피의 크기나 경도를 아는 데는 별 영향을 받지 않는데, 이들 감각은 치근막보다 오히려 근육, 건 및 관절등의 심부 감각에 의해서 인지되기 때문이다⁽¹⁴⁾. Siirila와 Laine⁽⁷⁰⁾은 교합면상에 위치시킨 물체 크기의 식별역을 통하여 의치 장착자에서의 교합 접촉 감각을 연구한 바 있으며, Brill 등^(18,19)은 구강 점막에 있는 통각 수용기의 역할과 의치의 유지에 관한 관계에 대해 연구하였다. 치과에서 감각 기능의 중요성이 인식되고 매우 강조되어 왔음에도 불구하고^(12,26,50,80,81), 이를 임상적으로 상시 평가할 수 있는 기

「이 논문은 1990년도 서울대학교병원 임상연구비 보조로 이루어졌음」

술은 별로 개발된 것이 없었다. 두께 지각 및 식별역과 하중에 대한 감각 능력이 구강 감각 기능을 반영하는 지표로써 사용될 수 있을 것이다⁽⁷⁷⁾.

과거 10년간 수복 치과학에서 놀라운 진보가 이루어졌는데, 아무리 잘 제작된 총의치라 할지라도 자연치보다 못하다는 인식과 함께 치과계에서는 임플란트에 관심을 갖게 되었다. 그 중 골내 임플란트 무치악 환자에게 있어서 종래의 임플란트와는 달리 실험적 및 임상적으로 매우 양호하고 예측성 있는 장기간의 예후를 보이고 있다⁽⁴⁵⁾. 임플란트는 보철물의 지지를 제공하는 데 있어 일반적인 총의치의 지지와는 전혀 다른 성격을 갖는 것이다⁽²³⁾.

1970년 Linkow와 Chercheve⁽⁵¹⁾는 “pseudoperiodontal ligament”에 대해 언급하고 이를 초기 임플란트의 주된 논거로 삼았다. Linkow와 Chercheve⁽⁵¹⁾는 교원 섬유성 결합조직인 pseudoperiodontal ligament가 임플란트와 그 주변 골 조직 사이에 형성되고 이것이 임플란트를 단단히 에워 싸고 결합한다고 말하였다. 한편, Brånemark⁽⁴⁶⁾은 잘 분화된 골조직과 임플란트 표면과의 직접적인 구조적, 기능적 연결을 뜻하는 골 유착(osseointegration)이라는 용어를 사용하였다. 이는 골 조직과 임플란트 표면간의 섬유 조직 개재를 배제하는 것이며, 결합 조직성 인대없이 골 조직과 임플란트 표면간의 직접적 접촉을 의미하는 것이다⁽⁷⁴⁾.

자연치와 치과 임플란트에서의 감각은 서로 다르다. 치과 임플란트에는 자연치에서와 같은 치주 인대가 결여되어 있다. 치주 인대의 여러가지 기계적 수용기가 임플란트에는 결여되어 있다는 구조적 차이를 생각해 볼 때, 기계적 감각에서의 이와 같은 차이는 그리 놀라운 일이 아니다. 그러나, 이러한 감각의 차이는 어느 정도인지는 객관적으로 확실하게 밝혀진 것이 없었다⁽⁵⁾. Mühlbradt 등⁽⁶¹⁾은 정신 물리학적 방법으로 자연치와 골내 임플란트 지지성 치아간의 기계적 감각 차이에 대해 연구한 바 있으며, Yoshida 등⁽⁷⁹⁾은 골 유착성 임플란트의 하중에 대한 동요 방식과 촉각에 관한 연구를 시행하였다. 최근에 Tzakis 등⁽⁷⁷⁾은 알루미늄 박편을 이용하여 골 유착성 임플란트 장착자에서의 두께 지각 능력을 측정하였다.

현재 치과 임플란트 보철 장착자에서의 구강 감각 기능에 대한 많은 논란이 있으며, 임플란트 주변 조직을 일컫는 peri-implant tissue의 신경 전달 능력에 관한 연구는 미흡하다고 하겠다. 임플란트에서의 여러 가지 다양한 상부 보철 구조에 대한 계획을 수립하기 이전에 골유착성 임플란트의 하중에 대한 반응을 알아야 한다. 또한, 골 유착성 임플란트의 촉각 기능 연구와 함께 저작계의 일반적 기전에 관한 지식도 필요하다⁽⁷⁹⁾. 아직까지 peri-implant tissue의 기계적, 생리학적 특성이나 본질에 관해 확실히 밝혀지지 않은 부분이 많으며⁽⁶⁾, 임플란트의 성공과 관련되어 이들 조직의 구조, 기능, 특성 및 형성에 관한 과학적 지식이 요구되고 있는 시점에 있다^(3,4,20). 이제 peri-implant tissue 연구의 일환으로서, 이의 감각 기능의 일부를 조사하여 정상 자연치열자 및 총의치 장착자의 감각 기능과 비교하고, 그 기능적 차이를 알고자 함이 본 논문의 의도이다.

II. 연구자료 및 방법

본 연구에서는 구강내에 단순 금관이상의 보철물이 없고 악관절 이상 증상이나 병력이 없으며, 앵글 교합 분류 제1급인 정상 자연치열자 10명(평균 연령 31.8세, 남자 5명, 여자 5명)과 상,하악 총의치 장착자 10명(평균 연령 59.4세, 남자 5명, 여자 5명), 그리고 부분 또는 전악 골 유착성 치근형 임플란트 보철 장착자 30명(평균 연령 50.8세, 남자 12명, 여자 18명, 부분 임플란트 보철 장착자 24명, 전악 임플란트 보철 장착자 6명)을 대상으로 교합 및 수평적 하중에 대한 감각의 지각역을 구하였다. 의치는 측정전에 적합성, 안정성, 유지, 교합 관계 그리고 변연부 연장등을 미리 검사하였다. 의치에서 인공치아는 레진을 사용하였고, 구강 점막의 건강도 즉, 염증이나 과증식 같은 병적 증상이 없음을 확인하였다. 임플란트 식립 및 보철 과정은 임플란트의 기본 술식에 준하여 시행되었고^(16,41), 치아는 전악 임플란트 보철물인 경우에는 콤포짓트 레진 치아, 부분 임플란트 보철물인 경우에는 치아 위치에 따라 도재 또는 금관을 이용하였으며 금속 골격은

금 합금 또는 코발트—크롬 합금을 사용하였다. 임플랜트 보철 장착자는 보철물 장착 후 평균 2.06년(0.7년—4.9년)이 경과된 사람들을 대상으로 하였다.

1) 교합면 감각의 지각역 실험

최소한의 교합 조정을 시행하여 중심 교합위에서 모든 치아가 균일한 접촉을 이루도록 한 후, 두께 8 μ m의 Occlusion test foil(GHM, Germany)을 폭 3mm, 길이 10mm의 크기로 잘라(Fig. 1) 이를 중절치에서부터 제2대구치에 이르기까지의 각 치아에 물려 피검자가 최초로 두께를 느낄 때까지 Occlusion test foil의 수효를 증가시켜 가면서 지각역을 구하였다(Fig. 2).

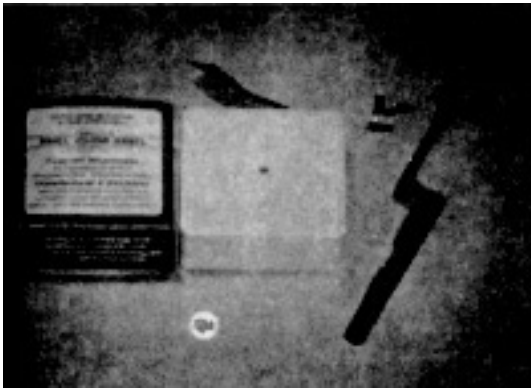


Fig. 1. Occlusion test foil(GHM, Germany).

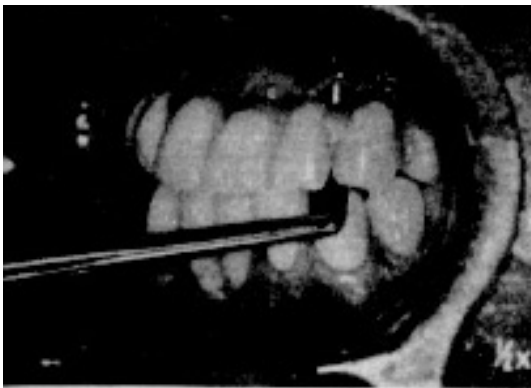


Fig. 2. Application of occlusion test foil.

2) 수평 하중에 대한 압각 역치 실험

Tension merer(OHBA SIKI, Tokyo, Japan)를 이용하여 교합면 감각 실험에서와 마찬가지로 개개의 치아에 5gm/sec의 속도로 치아의 순면과 협면에 직각으로 수평 외력을 가하고, 피검자가 압력을 느끼는 지각역을 구하였다. Tension meter는 1gram 단위로 힘을 가할 수 있는 기구이며 가해진 힘은 아나로그 방식으로 표시되도록 설계되어 있다(Fig. 3, 4).

모든 피검자는 정신적, 신체적으로 건강한 상태이고, 보철물에 대해 충분한 만족을 느끼고 있었다. 피검자를 치과용 의자에 직립위로 앉게 하고, 측정 전에 피검자에게 연구 방법에 관한 전 과정을 설명하여 주지

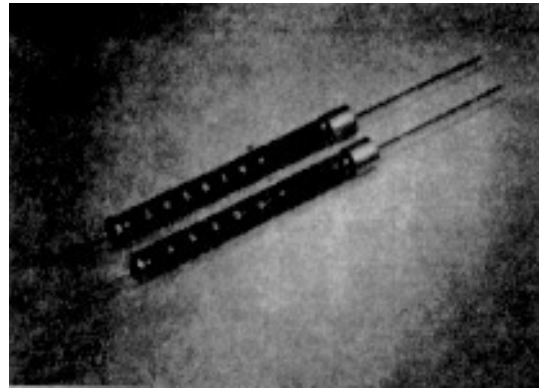


Fig. 3. Tension meter.

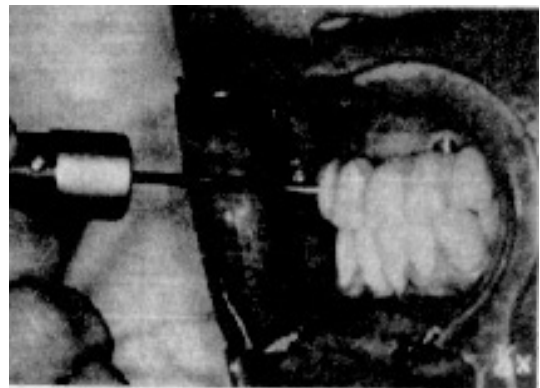


Fig. 4. Lateral loading on the each tooth using tension meter.

시켜 피검자가 감각을 느낄 때, 수신호를 보내도록 하였다. 피검자가 눈을 가려 시각으로부터 올 수 있는 오차를 최소화시켰다. 교합면과 수평 하중에 대한 압각 역치 실험 모두에서 3회 반복측정하였으며, 그 평균치를 구하고 정상 자연치열자군, 총의치 장착자군, 임플란트 보철 장착자군, 그리고 각 치아별로 비교분석하였다.

III. 연구성적

1) 교합면 감각의 지각역 실험

교합면의 물체 두께 지각역은 Table 1에 나타난 바와 같다. 임플란트 보철 장착군은 대합치의 종류에 따라 자연치 대합군, 종래의 부분의치 또는 총의치에서와 같은 인공치 대합군, 임플란트 보철 대합군으로 세분하였다. Fig. 5에는 정상 자연치열자군에서의 각 치아별 측정치, Fig. 6은 총의치 장착군의 각 치아별 측정치, Fig. 7은 임플란트 보철 장착군에서의 각 치아별 측정치의 결과를 각각 막대 그림표로 나타낸 것이다. 임플란트 보철 장착군에서는 앞서 언급한 바와 같이 대합치의 종류별로 세분한 그림표로써 표시하였다.

2) 수평 하중에 대한 압각 역치 실험

각 치아에 수평 하중을 가하여 구한 지각역을 Table 2에 나타내었다. 정상 자연 치열자군에서의 치아별 구분을 Fig. 8에, 총의치 장착자군에서의 치아별 구분을 Fig. 9에, 그리고 임플란트 보철 장착자군에서의 치아별 구분을 Fig. 10에 막대 그림표로 나타내었다. 한편, 임플란트 보철 장착자군에서 상악과 하악을 따로 나누어 수평 하중에 대한 압각 역치를 구한 것을 Table 4에 나타내고 Fig. 11에 막대 그림표로 표시하

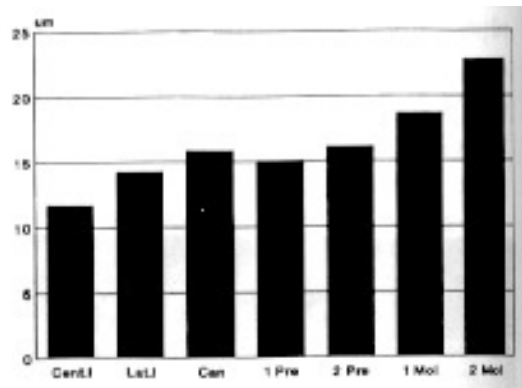


Fig. 5. Occlusal perception threshold of thickness in normal dentition group(µm).

Table 1. Occlusal perception threshold of thickness(µm)

			Central incisor	lateral incisor	canine	1st premolar	2nd premolar	1st molar	2nd molar
normal dentition	mean		11.73	14.27	15.87	15.10	16.13	18.67	22.90
	S.D.		5.26	7.56	6.84	5.22	4.62	5.26	8.88
complete denture wearers		mean	230.67	230.32	234.90	230.39	230.53	233.12	244.64
		S.D.	80.82	60.05	57.12	50.61	54.18	45.72	36.27
implant-supported prostheses wearers	opp. nat. teeth	mean	74.00	73.95	52.22	43.05	39.22	44.00	50.39
		S.D.	48.51	52.44	84.00	34.72	27.30	28.15	27.78
	opp. art. teeth	mean	60.67	68.04	70.33	83.73	79.38	70.26	96.11
		S.D.	35.23	37.92	37.98	42.32	34.51	36.90	41.38
	opp. imp. teeth	mean	65.33	84.00	40.76	81.34	56.00	69.34	26.67
		S.D.	0.00	7.54	3.78	3.77	5.66	3.77	3.77

opp. nat. teeth – opposing natural teeth

opp. art. teeth – opposing artificial teeth

opp. imp. teeth – opposing implant-supported teeth

였다. Table 3에는 교합면 지각 역치 실험과 수평 하중에 대한 압각 역치 실험결과의 통계 처리를 나타낸

것이고, Table 5는 임플란트 보철 장착지군의 상악과 하악에서의 각 치아별 차이를 통계 처리한 결과이다.

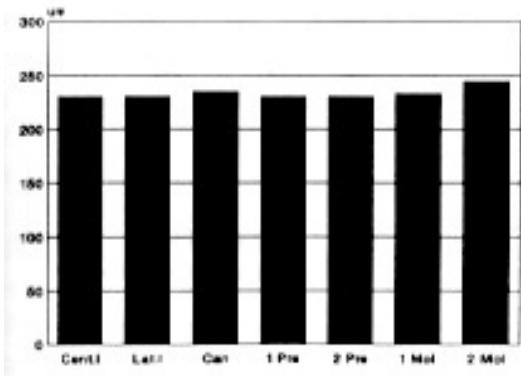


Fig. 6. Occlusal perception threshold of thickness in complete denture wearers group(µm).

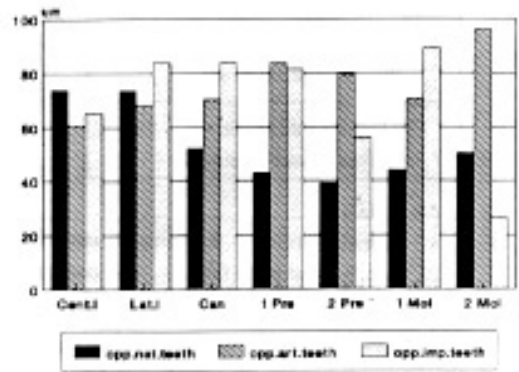


Fig. 7. Occlusal perception threshold of thickness in implant-supported prostheses wearers(µm).

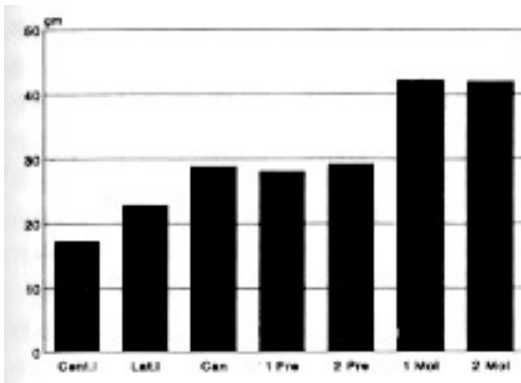


Fig. 8. Tactile threshold of lateral load to the tooth axis in normal dentition group(gm).

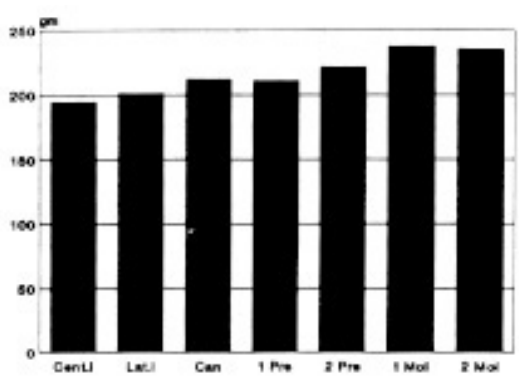


Fig. 9. Tactile threshold of lateral load to the tooth axis in complete denture wearers group(gm).

Table 2. Sensibility threshold against lateral loading(gm)

		central incisor	lateral incisor	canine	1st premolar	2nd premolar	1st molar	2nd molar
normal dentition	mean	17.28	22.87	28.92	28.13	29.32	42.27	42.07
	S.D.	9.72	14.59	14.93	14.41	10.48	15.05	11.66
complete denture wearers	mean	194.60	201.50	212.47	211.12	221.83	237.63	235.42
	S.D.	61.97	62.42	64.29	55.92	58.57	51.77	53.05
implant-supported prostheses wearers	mean	185.97	176.29	160.78	188.64	176.38	166.45	149.11
	S.D.	57.89	57.62	51.57	64.35	70.78	80.90	86.49

Table 3. Statistical analysis(Oneway ANOVA and Duncan's multiple range test)

	ANOVA	Duncan's multiple range test				
occlusion perception threshold of thickness	*	— 1	— 2	— 3a	— 3b	— 3c
sensibility threshold against lateral loading	*	— 1	— 2	— 3		

* $p < 0,05$

1. normal dentition 2. complete denture wearers 3. implant-supported prostheses wearers

3a. opp. natural teeth (imp.) 3b. opp. artificial teeth (imp.) 3c. opp. imp-supported teeth (imp.)

Groups connected by horizontal lines are not significantly different.

Table 4. Sensibility threshold against lateral loading in implant-supported prostheses wearers(gm)

		central incisor	lateral incisor	canine	1st premolar	2nd premolar	1st molar	2nd molar
upper dentition	mean	165.43	166.54	137.83	159.92	167.22	175.83	178.67
	S.D.	12.37	37.72	32.42	44.99	72.40	55.43	18.86
lower dentition	mean	193.77	179.55	170.04	194.32	179.58	156.47	148.21
	S.D.	664.67	62.12	53.67	66.61	67.58	85.52	90.54

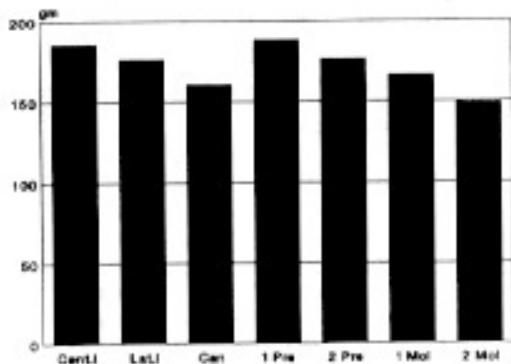


Fig. 10. Tactile threshold of lateral load to the tooth axis in implant-supported prostheses wearers(gm).

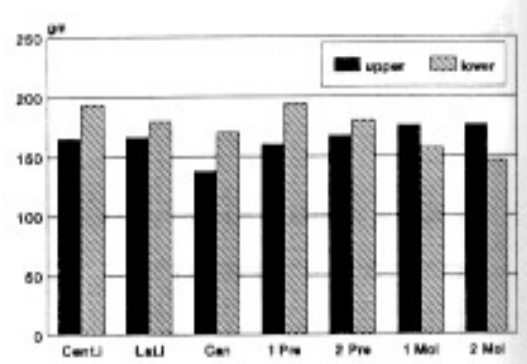


Fig. 11. Tactile threshold of lateral load to the tooth axis in implant-supported prostheses wearers(gm).

Table 5. Statistical analysis(t-test)

	central incisor	lateral incisor	canine	1st premolar	2nd premolar	1st molar	2nd molar
upper dentition							
lower dentition	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS

NS: not significantly different

IV. 총괄 및 고안

저작하고 있는 물질을 식별하는 능력을 교합감각이라 한다⁽⁸⁶⁾. 교합 감각에 가장 큰 기여를 하는 감각 수용기는 치주 인대에 존재하는 수용기이다. 치주 인대의 감각 기능은 감각 그 자체의 기능뿐만 아니라, 감각을 통한 치아, 악관절 및 주변 연조직의 보호 작용에도 중요하다. 치주 인대에는 심부 압각 신경 말단도 존재하는데, 이는 외력 작용시 움직이는 개개 치아에 근접하게 위치한다⁽²⁹⁾.

치아는 이물질에 매우 민감한 조직이다⁽⁸²⁾. 대개 사람은 8—35 μ m의 작은 물체를 감지할 수 있다고 하며, 또다른 연구에서는 상,하악 치아간에 20 μ m의 크기를 감지할 수 있다고 보고하고 있다⁽⁶⁹⁾. 한편, 치아에 작용되는 외력에 대하여는 치아 장축 방향보다 측방 자극에 대해 약 3—4배 예민하다고 한다⁽¹⁾.

총의치 장착자에서 교합 감각 능력은 매우 낮는데, 이는 물질 식별에 관여하는 감각 기구가 다르기 때문이다. 즉, 정상 자연치열자에서는 치주 인대의 촉각과 압각, 악관절의 감각이 관여하는 것에 비하여, 총의치 장착자는 의치를 지지하는 구강 점막의 피부 감각과 악관절 감각만이 관여하기 때문이다. 총의치 장착자에서의 이와 같은 저하된 감각 기능은 일반적 법칙이라고 말할 수 있다⁽²³⁾. 정성적 및 정량적으로 지속적인

퇴축을 보이는 mucoperiosteal—osseous 조직에 기초한 지지는, 비록 그것의 최적 상태에서조차도 치아를 모두 가진 치주인대 복합체에 의한 지지와 같을 수가 없다. 무치악 악골의 감소된 적응력은 적절한 기능력 발생시 정상자연 치열자에 비교하여 최대 교합력과 저작 효율 감소로도 잘 반영된다^(6,7,8,13,78). 총의치 장착자는 주관적 및 임상적으로 만족할 만하더라도 정상 자연 치열자의 1/3—1/6에 해당하는 최대 교합력을 발휘할 뿐이다^(23,45,69). 이와 같이 불리한 여건의 총의치 장착자는 감각에 있어서도 정상 자연 치열자의 경우보다 저하되는 것이 사실이다⁽⁶³⁾.

대합치 사이에 위치한 미세한 물체의 감지에 주된 역할을 하는 것으로 알려져 있는 치주 인대 수용기가 결여된 총의치 장착자는 정상 자연 치열자의 그것보다 6배 이상 높은 두께 인지 식별역을 갖는다⁽⁷⁰⁾. Marsland와 Fox⁽⁵⁵⁾는 정상 치열자와 무치악 환자의 신경 지배에 관한 연구를 시행한 바 있으며, Siirila와 Laine⁽⁷⁰⁾은 의치 장착자에서 교합 접촉 감각을 연구한 결과 보고에서, 자연치에서는 0.008—0.03mm, 의치 장착자에서는 평균 0.18(0.03—0.60)mm의 촉각 역치를 구하였다. 일반적으로 의치 장착자가 보통 저작 시에는 별다른 영향을 받지 않으나 약간 개구하거나 미세한 음식물을 알아내는 데에는 장애를 받는다고 한다. 그러나, 식피의 크기나 경도를 알아내는 데에는 별

영향이 없다고 하는데, 그 이유는 이들 감각이 치주 인대보다는 오히려 근육, 건 및 악관절등 심부 감각 기관에 의해서 인지되기 때문이다⁽⁸⁶⁾.

Desjardin 등^(24,25,29,32,49)은 109개 section의 치은과 무치악 점막을 조사한 결과, 단위 면적당 신경 말단이 남자보다 여자에, 그리고 어린이보다 성인에 더 많이 분포한다는 것을 발견하였다. 또, 전치부에서 구치부로 갈 수록 신경 분포의 밀도가 감소한다고 하였으며, Dixon⁽³⁰⁾은 구강 전방부위에 다수의 신경 섬유가 분포한다고 하였다. 치아의 발거 자체는 구강 점막의 신경 지배에 큰 영향을 미치지 않는다. 그러나, 발치로 인해 다소 변화된 신경 구조에 대하여 보철물은 자극원이 될 수 있다.

섭식의 감각 단서는 진동 또는 청각인 것으로 알려지고 있다⁽⁷⁰⁾. 총의치 장착자에서는 의치가 점막에 의해서 골 조직과 분리되어 있으므로, 전달받은 자극에 대한 점막의 지각 정도는 골 조직에 직접 함입되어 있는 치근을 싸고 있는 0.33mm 이하의 조직, 즉 치주 인대가 갖는 지각 능력에 훨씬 못 미치는 것이다. 고로, Manley 등⁽⁵⁴⁾은 의치 장착자들이 진동이나 음향 감지에 필요한 적절한 기계적 장치를 치아와 감각 요소간에 갖고 있지 못하므로 장애 받고 있다고 말할 수 있으며, 이것이 의치 장착자가 음식을 섭취하는 데 있어 맛을 제대로 느끼지 못하는 실질적인 이유가 된다고 하였다⁽⁴⁰⁾. 그러므로, 의치 장착자의 음식은 상당히 달라야 하는 것이 논리적으로 타당하다고 할 수 있다⁽⁴⁶⁾.

총의치 장착자에서는 상대적으로 주변 연조직의 감각 기능이 큰 중요성을 갖는다⁽³⁷⁾. 통각 자극을 감지하는 수용기 뿐만 아니라, 구강 연조직의 여타 감각 구조들이 보철물의 장착 및 관리에 영향을 미치게 된다⁽⁴⁶⁾. 의치의 연조직에의 적합도는 의치가 신경을 자극하는 능력 또는 신경 지배를 변화시키는 능력에 밀접한 관련을 갖는 것으로 추측하고 있다. 의치 장착자가 작은 저작압을 잘 감지할 수 없는 이유는 작용된 힘이 전체 지지 조직으로 광범위하게 분산되기 때문이다. 반면, 정상 자연 치열자에서는 동일한 힘이라도 상대적으로 작은 치근영역에 직접 전달된다. Brill 등^(48,19)은 구강

점막의 촉각 수용기와 의치 유지에 관한 연구에서 의치 장착자의 구강 점막을 표면 마취한 결과, 의치의 유지가 크게 저하되었음을 발견하였다. 한편, 물체의 두께를 달리하고 그 달라진 물체의 두께를 판단하는 식별역은 정상 자연 치열자나 의치 장착자간에 뚜렷한 차이가 없는데, 이는 구강점막에 의한 감각보다는 악관절과 저작근의 고유 수용성 정보에 이해 이루어지는 것이라고 생각된다^(58,86). 결과적으로 이와 같은 연구는 구강 점막의 외수용기가 협부, 순부, 혀 근육의 목적 행위에 영향을 주어 의치 유지에도 관여한다는 개념을 뒷받침하고 있다. 물론, 근육 운동의 조화(coordination)라고 알려진 측량할 수 없는 능력이 총의치의 성패를 좌우하는 또다른 요소이다. 그러나, 근육 운동의 조화는 신경 인지 능력과 밀접한 관계가 있으므로 구강 점막 조직이 의치 유지에 중요한 작용을 하는 것이라고 말할 수 있다. 의치 치료 계획에서 어려운 점의 하나는 구강의 무치악으로 되기 이전의 환자의 coordinative potential을 회복하여 주는 일이라고 할 수 있다.

치과 임플란트가 처음 소개된 이후 지금까지 날로 그 가치가 증대되고 있으며, 종래의 점막 유지성 보철물의 한계 때문에 치과 임플란트 보철의 역할이 더욱 강조되어 왔다. 부분 또는 전부 무치악 상태가 초래하는 심미적 및 심리적 장애는 더 언급할 필요가 없다. Linkow와 Chercheve⁽⁵¹⁾는 좋은 임플란트 설계는 자연의 생역학적 힘을 보완 또는 보충하는 것이라야 하며, 시술 과정은 가능한 한 시술 부위의 파괴나 외상이 없도록 정밀해야 한다고 주장하였다. 또한, Linkow와 Chercheve⁽⁵¹⁾는 골 조직내의 치과 임플란트의 일부가 불규칙적인 모양이 되어서 골 조직이 그 부위로 자라나도록 해야 한다고 제안하였다. 이들은 임플란트와 골 조직 사이에 결합 조직성 성분이 형성되는데, 이를 pseudoperiodontal ligament라 하고 그 역할을 다 음과 같이 제시하였다. 첫째로 Sharpey's fiber의 흔적과 같은 양식으로 섬유가 골 조직에 연결되며 둘째, 임플란트가 하중을 받을 때 골 조직상에 견인력을 발휘하며 셋째, 이 견인력이 골 조직의 건강과 지속적 성장에 필요한 장력을 창출해 낸다 등이다⁽⁵¹⁾.

이론상으로 이 같은 섬유 조직이 어떤 기능을 할 것인가를 제안할 수는 있지만, 이런 주장의 난점은 이것이 목적론적이라는 데에 있다. 다시 말하면, 제시한 방식대로 교원 섬유 조직이 실제로 기능을 발휘하는가에 대한 세밀한 실험적 증거가 부족하다⁽²⁰⁾. 이들은 계면에 섬유 조직을 갖는 치과 임플란트가 사람에게 있어서 기능을 잘 발휘하며, 그럼으로써 임플란트 주변 섬유 조직의 기능적 능력이 있다고 단언하고 있다^(36,51,66). 그렇지만, 이것들은 이들 연조직의 기능적 능력을 정량화한 시도가 없는 단순한 임상적 보고인 것들이 많다⁽²⁰⁾. 실제로, 사용된 재료에 관계 없이, 임플란트와 치유된 골 조직간의 상대적 운동의 결과로써 섬유 조직이 형성되는 것이라는 증거가 강력하다. 또, 섬유 조직이란 임플란트 주위로 골 조직이 치유되는 동안 발생하는 기계적 간섭의 부산물이라고 생각되고 있으며⁽²⁰⁾, 그것이 임플란트에 대해 pseudoperiodontal ligament 또는 suspensory ligament로서 기능을 발휘하는지의 여부는 아직 완전히 해결되지 않은 문제로 남아 있다. Ten Cate⁽⁷⁶⁾는 섬유 조직과 정성적 치주 조직간의 유사성에 관한 세포 구성 및 생물학적 기원에 근거하여 논박한 바 있다. 그러므로, 섬유조직의 지지자들이 그 목적과 논거를 설명하는 데에는 아직 문제가 남아 있다. 특히 이들 목적이 실제로 이루어지는지에 대한 적절한 실증이 필요하다.

최근에 이르기까지 치과 임플란트는 장기간 효과에 대한 과학적 연구가 별로 진행되지 않은채 시술되어 왔다⁽⁷⁴⁾. 그러나, 지난 10년 이래로 골 유착성 임플란트가 치과 보철 치료에서 새로운 장을 개척한 바 있다^(15,16,85). Brånemark⁽¹⁵⁾이 주장한 직접적 골—임플란트 접촉인 골유착성 임플란트는 결합 조직이 임플란트 주위로 적절히 치유되며 임플란트가 골조직에 견고하게 고정되고 외력에 더욱 잘 견디며, 적절한 perimucosal interface의 형성이 이루어진다는 것을 논거로 하고 있다. Brånemark은 골 유착을 이루기 위하여 임플란트의 재료는 순수 타이타늄, 기하학적 형태는 스크류 모양, 지속 골 삭제와 2 단계 외과 시술, 적절한 보철 시술법 등을 고안하여 발전시킨 바 있다. Brånemark와 그의 동료들은 생역학적, 재료적, 생물학적 및 임상

적 실험등으로 이 시스템을 평가한 바 있으며⁽¹⁶⁾, 또 다른 사람들도 그들의 임플란트를 이와 유사한 개념에 입각하여 고안하였다. 모든 설계가 2단계 시술만을 도입한 것은 아니다 ; hollow basket, single crystal sapphire(Al_2O_3) 임플란트⁽⁵⁷⁾는 한 번의 시술을 하는 경우에 해당된다. 최소한 광학 현미경 수준에서 이들 골—임플란트 계면은 Brånemark 방식의 임플란트에서 보이는 것과 같은 치밀한 골 접촉을 나타내고 있다.

골 유착 시스템의 주된 강점은 설계상의 목적과 논거가 이론 및 실험에 기초한 적절한 평가로 뒷받침되고 있다는 것이다^(16,17). 2단계의 조심성 있는 수술, 스크류 형태등은 술후의 치유기간동안 골 조직내에서 임플란트가 최대의 안정성을 얻도록 고안된 것이며, 이는 섬유 조직의 형성을 배제하고 있다⁽²⁰⁾. 골 유착성 임플란트의 생역학적 평가는 골 유착성 임플란트를 시술받은 환자에서의 폐구력 측정, 골—임플란트 계면에서의 하중 전달 역학 및 다수 임플란트의 하중 분담 이론등을 포함하며⁽⁷²⁾, 또한 보철 설계의 생역학적 측면도 고려된다⁽³¹⁾.

골 유착성 임플란트의 지지를 받는 보철물 장착자에서의 구강 감각은, 물론 총의치 장착자의 경우보다는 우수하지만, 정상 자연 치열자에 비해 역치가 증가됨을 보이고 있다. Tzakis 등⁽⁷⁷⁾은 Kennedy 분류 2급 치열을 갖는 6명의 환자에서 소구치부와 대구치부의 교합 두께 지각 능력을 검사하여 10—200 μ m에 이르는 역치를 구하였는데, 6명의 피검자간에 심한 차이를 보이고 있고 대상자의 수효가 적어 통계적 의미는 갖지 못한다고 하였다. Lundqvist, Haraldson⁽⁵²⁾은 골 유착성 임플란트 보철 장착자와 정상 자연 치열자군, 총의치 장착자군에서의 촉각에 대한 연구 결과, 정상 자연 치열자군에서 20 μ m, 총의치와 대합되는 골 유착성 임플란트 보철 장착자군에서는 100 μ m, 자연치 또는 임플란트 지지성 인공치와 대합되는 골 유착성 임플란트 보철 장착자에서는 약 50 μ m의 감각 역치를 구하고, 골 유착성 임플란트 보철 장착자에서는 치주인대 수용기 의결손을 다른 감각 기관에 의해 보상받으며, 골유착이 교합 감각 회복에 기여하는 요소라고 결론지었다. 실험결과에서, 성별, 연령별 및 위치별 차이는 없었으

며 정상 자연 치열자에 비해 치주 인대 수용기가 없다고 알려진 골 유착성 임플란트 보철 장착자의 인지력이 큰 차이를 보이지 않는 것이 흥미롭다. 이에 대해 Mdrimoto^{등(59,60)}은 치주 인대 수용기외에 저작근의 근 방추의 역할을 강조한 바 있다.

자연치와 골 유착성 임플란트에서의 다른 감각에 대하여, Mühlbradt 등⁽⁶¹⁾은 정신물리학적 방법인 magnitude estimation법을 이용하여 자연치와 임플란트의 기계적 수용기가 인지할 수 있는 감각 역치를 연구한 바 있다. Mühlbradt 등은 Tübingen 임플란트의 연구에서 임플란트의 촉각 역치가 자연치에 비해 뚜렷한 차이를 보였으나, 보통의 저작력 정도에 해당하는 큰 힘에 있어서는 정상 자연 치열자와 비슷한 정도의 충분한 예민성을 나타낸다고 보고하였다⁽⁶⁵⁾. 그리고, 감각의 질에 따른 연구에서는 다시 현저한 차이를 나타냈는데, 임플란트 보철 장착자에서는 둔한 동통과 때로는 두개에까지 뻗치는 압각을 느낀 반면, 정상 자연 치열자에서는 국소적이고 뚜렷한 동통을 느꼈다고 하여, 결국 임플란트의 감각은 보다 원거리에서부터 오는 부가적인 감각에 많이 영향을 받는 것으로 사료된다고 보고하였다⁽¹⁹⁾. 임플란트 보철 장착자에서는 악관절이나 근육 수용기 등 다른 지각 기관의 작용으로 치주 인대 수용기의 결여를 다소 보충한다고 생각되며^(62,73) 임플란트에서는 근-신경 반사가 일어나지 않는다고 하였다⁽⁶⁵⁾. Perel⁽⁶⁵⁾은 치과 임플란트에는 지지골에 작용되는 저작력을 완충 또는 분산시키기 위한 치주 인대가 없으며, 해로운 힘이 가해질 경우에 이를 중추 신경에 전달할 신경 생리학적 고유 수용성 장치가 없다고 하였다.

Hobo^{등(38)}은 골 유착성 임플란트 보철물을 장착한 환자에서 치료 후의 지각 정도를 조사해 본 결과, 최종 보철물 장착 후 비교적 짧은 시간내에 지각의 증가를 확인하였다. 치주인대 수용기가 없기 때문에 이 지각은 다른 해부학적 조직에 의한 것으로 추측되었다^(11,28,34,35,52). Kamoi 등⁽⁴³⁾은 저작시 골 유착성 임플란트 보철물에 가해지는 진동과 충격이 자율 신경계의 기능에 영향을 줄 수 있다고 하고, 이것이 불수의적 저작 운동에 의해 발생하는 파괴적 힘에 대항하여 어느

정도 방어 작용을 할 수 있을 것이라고 하였다.

Brånemark⁽¹⁵⁾은 골 조직이 자체의 탄성을 갖고 있으므로 교합 응력으로 인한 충격을 흡수하기 위한 보상장치가 필요 없는 것 같다고 하였다. 그러나, Hodosh⁽³⁹⁾는 polymer 임플란트를 baboon에 식립하고 조직학적 소견을 관찰하여 자연치에서와 같은 치주 인대가 재생되었음을 관찰하였다. 또 다른 연구에서 Yoshida^{등(79)}은 골 유착성 임플란트 보철 치료를 시술 받은 5명의 환자를 대상으로 strain meter를 이용한 촉각 감각 연구에서 수평 및 치축 방향으로 정적 및 동적 힘을 가하고 이를 자연치와 비교할 실험을 시행한 바, 임플란트 보철 장착자군에서 정상 자연 치열자군보다 높은 촉각 역치를 관찰하였다. 또, 국소 마취를 한 경우에 정상 자연 치열자군에서는 뚜렷한 역치의 증가 즉, 감각 능력의 감소를 보인 반면, 임플란트 보철 장착자군에서는 별다른 차이를 보이지 않았다고 하였다⁽⁵⁾. 골 유착성 임플란트 주변 조직의 기계적 수용기의 수효와 기능은 자연치 치주 인대의 기계적 수용기보다는 낮은 것으로 보인다. 그러나, 골 유착이 일어나지 않은 임플란트 주위의 결합 조직에는 다수의 기계적 수용기가 포함되어 있는 것으로 보인다. 일부 임플란트 보철 장착자에서 보이는 두께 지각의 낮은 역치는 골 조직 또는 골막에 진동이 전달되는 기전과도 연관이 있는 것으로 사료된다.

본 실험에서 임플란트 보철 장착자의 교합면 촉각 역치는 정상 자연 치열자의 경우보다는 높게 나타났으나 총의치 장착자의 경우보다는 낮았다($p < 0.05$). 임플란트 보철 장착군을 대합치 교합면에 종류에 따라 세분하여 비교한 결과에서는 대합치 교합면이 종래 의치의 인공치일 경우가 자연치 대합치나 임플란트 대합의 경우에 비해 크게 나타났고, 대합치가 자연치인 경우와 임플란트 보철물인 경우간에는 통계적으로 유의한 차이가 없었다($p < 0.05$). 이런 결과는 앞서 선학들의 견해와 마찬가지로 골 유착성 임플란트가 골 조직내에 유착됨으로써 어느 정도 감각 기능을 회복한다는 것과 일치한다고 볼 수 있다. 그러나, 본 연구는 임상적인, 즉 실제 사람에서 눈으로 볼 수 있는 구강내 운동과 감각에 중점을 두었으므로 현미경적인 조직 소견의 여부

는 확인되지 못하였다.

치주 인대와 같은 구조와 기능을 가진 조직이 실제로 형성되는지의 여부는 살아있는 사람에서 무척 어려운 연구 과제라고 생각된다. 하지만, 향후 그에 관한 연구가 있을 것이라고 확신하는 바이다. 임플란트 자체보다 상부 구조의 교합면을 대상으로 실험을 시행한 것도 실제 저작 운동을 강조한 견지에서이다. 각 군에서의 치아별 차이는 전치와 구치에서 일정한 증가 또는 감소를 보이지 않았다. 정상 자연 치열자군에서는 제2대구치가 나머지 여섯 치아의 경우보다 높은 역치를 보였고, 총의치 장착자군에서는 치아별 차이가 전혀 나타나지 않았다($p < 0.05$).

임플란트 보철 장착군에서는 자연치와 대합시 측절치와 제2소구치간에만 유의성 있게, 제2소구치에서 역치가 낮게 나타났으며, 총의치 대합시에는 치아별 차이를 보이지 않았고, 임플란트 보철물과 대합되는 경우에는 측절치, 전치, 제1소구치, 제1대구치의 역치가 중절치, 제2대구치의 역치보다 높게 나타났다고 ($p < 0.05$). 상,하악 총의치 장착자의 경우에 치아별 차이가 없었던 것처럼, 대합치가 총의치인 경우의 임플란트 보철 장착군에서도 치아별 차이가 나타나지 않는 것이 다소 흥미롭다. 총의치에서 교합 감각이 전체 지지 조직으로 광범위하게 분산되는데, 이것이 편악 총의치일 경우에도 적용되어 전체 교합면 촉각 능력에 영향을 미친 것으로 생각된다. Lundqvist, Haraldson은 임플란트 보철 장착자군에서 전치, 소구치, 대구치별 차이가 없다고 하였다⁽⁵²⁾.

본 연구에서 교합면에 사용된 재료는 콤포짓트 레진, 주조 금관, 도재 등으로 다양하였는데, 각 재료의 물리적 특성이 교합면의 촉각 기능에 미치는 영향에 관한 심층적 연구가 필요하다고 본다. Skalak⁽⁷¹⁾, Brånemark 등⁽¹⁵⁾은 도재나 금속 교합면 같은 견고한 재료는 임플란트와 주변 골 조직에 충격성 부하는 미치는 것을 이유로 레진의 사용을 추천한 바 있다. 그러나, 때때로 금속 구조물과 레진을 위한 충분한 공간이 부족한 경우에는 레진의 마모를 막기 위해 도재를 사용하기도 한다^(42,67). Davis⁽²⁷⁾는 유한요소법을 이용한 분석 결과, 충격력에는 레진이 응력의 전달을 감소시

켜 주지만, clenching이나 grinding같은 정적, 비충격성 힘에 대해서는 도재가 레진보다 응력 전달 감소 능력이 더 우수하다고 하였다.

부분 무치악 환자의 경우에서 교합력 작용시 자연 치아는 초기 변위되므로 임플란트를 자연치아의 교합과 평형을 이루도록 할 경우, 임플란트에 많은 힘이 집중되게 된다⁽⁶⁸⁾. 자연 치아에서는 0.2N/m의 초기 stiffness 후, 보다 큰 3N/m의 second-stage stiffness가 뒤따른다⁽⁷⁴⁾. Schulte⁽⁶⁸⁾는 임플란트에 과도한 하중이 가해지는 것을 방지하기 위해 임플란트 보철 교합면을 약 100 μ m저위교합시킬 것을 추천하였으며, 측방 운동시 임플란트의 이개와 부하 전달 감소, 그리고 자연 치아의 촉각 감각유지를 위하여 견치유도성 교합을 주장하였다. 부분 무치악 임플란트에서의 응력분산에 관해서는 논란이 많으나, 대부분의 응력이 임플란트에 부담되도록 하는 것이 좋다는 의견에 접근하고 있다⁽⁷⁴⁾. 이에 대해 Sullivan⁽⁷⁵⁾은 interlock의 사용을 제안하였으며, IMZ 임플란트는 intramobile element(IME)라는 유연성 polymer를 사용하여 임플란트의 응력 전달을 약화시키도록 고안되었다. 그러나, IME가 치아의 운동량 만큼을 정확히 재현하지 못한다는 것을 이유로 이에 대해 회의적인 사람들도 있다^(9,21,22,56).

임플란트의 성공을 위한 적정교합에 대해서는 앞으로 많은 연구가 필요하다. 아직 골유착성 임플란트 보철을 위한 하나의 교합 개념을 지지할 수 있는 연구들이 부족하지만, 다양한 골 유착성 임플란트 보철의 교합에 관해 다음과 같은 기준이 제시되어 있다. 첫째, 전적으로 임플란트의 지지를 받는 보철에서는 상호 보호 교합을 부여하는 구치부의 이개를 기한다. 둘째, overdenture에서는 양측성 균형교합을 부여한다. 전치부는 overdenture 정밀 부착장치로 지지되고 구치부는 조직에 의해 지지되므로 병형된 상호 보호교합처럼 어느 정도의 구치부 이개가 가능하다. 셋째, 견치를 포함한 전치부에 free standing 고정성 국소치 제작성에는 균기능 교합을 부여하여 측방 운동시의 수평력을 자연 치아와 보철물에 나누어 갖도록 한다. 넷째, 전치부에는 자연 치아가 존재하고 구치부에 free

standing 고정성 국소의치 제작시 구치부의 이개를 수반하는 상호 보호교합을 부여한다. 이상과 같은 지침들은 교두 간섭을 감소시켜 임플란트에 가해지는 수평 또는 측방 응력을 감소시키고자 하는 것이다⁽³⁸⁾.

골 조직과 직접 접촉하는 골 유착성 임플란트에서 임플란트가 부하를 받을 때, 임상적으로 거의 움직이지 않는 것으로 알려지고 있다. 본 연구에서 측방 하중에 대한 압각 역치는 정상 자연 치열자군에 비하여 총의치 장착자군과 임플란트 보철 장착자군에서 더 크게 나타났다($p < 0.05$). 각 군에서의 치아별 차이를 보면, 정상 자연 치열자군에서 중절치는 견치, 소구치보다, 견치, 소구치는 대구치보다 낮은 역치를 보였고, 총의치 장착자군과 임플란트 보철 장착자군에서는 치아별 차이를 보이지 않았다. 임플란트 보철 장착자군에서는 상악과 하악을 따로 구분하여 생각하였는데, 그 이유는 상악골과 하악골에서 해면골과 피질골의 구성비 및 치밀도에 있어서 차이가 있으며, 이것이 임플란트의 골 유착에도 다소의 영향이 있을 것으로 예견되기 때문이다. 그러나, 실제로 통계 분석한 결과 상악과 하악에서의 뚜렷한 차이는 보이지 않았다.

이는 골 조직의 조성이나 골 유착 정도의 차이가 있다 하더라도 전체 감각에 있어서는 구강 조직에 존재하는 신경 밀도의 분포나 악관절 및 저작근의 감각 작용이 복합적으로 작용하기 때문이 아닌가 생각된다. 정상 자연 치열자군에서는 수평 하중에 대해, 치아가 즉시 탄력성 있는 치주 인대로 압력을 받아 밀리면서 치주 인대내의 기계적 수용기에 자극이 전달되어 낮은 역치를 보이는 것으로 생각된다. 한편, 총의치군과 임플란트 보철 장착자군에서의 유사한 측정치를 동일한 기전으로 해석해서는 안 될 것이다. 총의치군에서의 높은 압각 역치는 자연치 치주 인대에 비해 광범위한 구강 점막으로 감각이 전달되며, 기능도 저하된 때문인 것으로 보이며, 임플란트 보철 장착자에서의 높은 역치는 골 유착에 의해 임플란트가 골 조직과 함께 하중을 받기 때문인 것으로 생각된다. Yoshida 등⁽⁷⁹⁾의 연구에서 골 유착에 실패한 임플란트에서 15gm의 매우 낮은 역치를 보인 것이 이를 뒷받침하고 있다.

Brånemark의 골 유착성 임플란트는 주로 전부 무

치악 환자의 경우에 관한 것이며⁽¹⁶⁾, 이를 부분 무치악 환자의 경우에는 동일하게 적용할 수가 없다. Newman과 Flemming⁽⁶²⁾은 부분 무치악의 경우가 전부 무치악의 경우와 다른 이유로서, 잔존 치아들의 치주 조직에 존재하는 유해한 미생물들에 의한 감염 가능성, 대합치로부터의 과도한 교합 응력등을 제시하고 있다. Zarb⁽⁸³⁾는 12—36개월간의 부분 무치악 증례 연구를 통해 전부 무치악 환자의 경우와 거의 유사한 결과를 얻었다고 보고하였다. 하지만, 보다 장기간의 예후에 대해서는 또 다른 결과가 나타날 수도 있다. 아직까지 부분 무치악 증례에 대한 연구는 전부 무치악의 경우에 비해 주축하다⁽⁷⁴⁾. 부분 무치악 환자의 상대적 비율이 점차 증가하고 있다는 사실을 고려할 때, 앞으로 이에 관한 더 많은 연구가 필요하다.

현재 다양한 종류의 골 유착성 임플란트가 시술되고 있으며, 본 연구에 사용된 골 유착성 임플란트의 종류도 몇 가지 다른 종류를 사용하였다. 사용되고 있는 임플란트 종류별 분석과 각 임플란트에서의 골 유착 정도에 따른 감각 기능의 차이도 고려되어야 할 것이다. 본 연구의 각 피검자에서 좌,우의 감각 차이는 없었다. 피검자의 치주 건강 상태는 육안적으로 관찰하여 색깔, 표면 상태, 외형 등을 판단하여 건강도를 확인하였다. 측정시에서는 피검자의 신체적, 정신적 건강을 고려해야 한다^(2,10,17). 근심이나 걱정, 공포, 불안감등을 배제해야 정확한 측정이 가능하며⁽¹⁰⁾, 이들 요소들 존재시 보호성 반사가 일어나 연구 결과에 영향을 미칠 수 있다. 신경이 예민하거나 정신적으로 건강하지 못한 피검자는 공포에 대한 역치가 낮아져 있는 상태이기 때문이다. 임플란트 보철 장착자군에서 피검자의 성별 분포가 다소 균일하지 못하다는 것과 각 피검자마다 치아 결손 기간의 차이, 새로운 보철물 장착 후의 사용 기간등, 오차의 원인이 있기는 하지만, 기타의 다른 변수들은 통일을 기하였다. 즉, 모든 피검자들은 정신적으로 편안함을 느끼며, 보철물에 대해서는 충분한 안정성, 편안감, 유지, 지지등을 확인하였다. 반복 시행에 의해 생길 수 있는 피로도는 무시할 정도로 생각되어 고려에서 제외하였다.

V. 결론

이상의 결과에서, 치과 임플란트는 감각계내에서 다소 기능이 회복되는 것으로 사료된다. 그러므로, 임플란트 보철 치료는 무치악 환자를 광범위한 의미에서 수복해 준다고 말할 수 있을 것이다. 본 연구에서는 임플란트 보철 장착자에서의 구강 감각 기능을, 교합면 지각 역치와 수평 하중에 압각 역치 측정을 통하여 정상 자연 치열자군 및 상,하악 총의치 장착자군과 비교하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 교합면 지각 역치는 총의치 장착자군에서 가장 높게 나타났으며, 다음으로 임플란트 보철 장착자군, 정상 자연 치열자군의 순서이다.
2. 임플란트 보철 장착자군에서 교합면 지각 역치는 대합치가 총의치의 인공치아일 경우가 자연치나 임플란트 보철물과 대합되는 경우보다 높게 나타났다.
3. 수평 하중에 대한 압각 역치는 총의치 장착자군과 임플란트 보철 장착자군이 정상 자연 치열자군보다 크게 나타났다.
4. 임플란트 보철 장착자군에서 수평 하중에 대한 압각 역치는 상악과 하악에 식립된 임플란트간에 유의한 차이를 보이지 않았다.
5. 교합면 지각 역치 및 수평 하중에 대한 압각 역치 측정에서 각 치아별 차이는 일정한 규칙성을 보이지 않았으며, 전치와 구치간에도 뚜렷한 구별이 없었다.

Reference

1. Adler P : Sensibility of teeth to loads applied in different directions, J Dent Res 1947;26 : 279-289.
2. Ahlgren J, Owall B : Muscular activity and chewing force : A polygraphic study of human mandibular movements, Arch Oral Biol 1970;15 : 271-280.
3. Albrektsson T, et al : The interface zone of inorganic implants in vivo, Ann Biomed Eng 1983;11 : 1-27.
4. Albrektsson T, Jacobsson M : Bone metal interface in osseointegration, J Prosthet Dent 1987;57 : 597-607.
5. Albrektsson T, Zarb GA : The Brånemark osseointegrated implant, pp 206-211.
6. Anderson DJ : A method of recording masticatory loads, J Dent Res 1953;32 : 785-789.
7. Anderson DJ : Measurement of stress in mastication, J Dent Res 1956;35 : 644-670.
8. Anderson DJ : Mastication stresses in normal and modified occlusion, J Dent Res 1958;37 : 312-317.
9. Babbush CA, et al : Intramobile cylinder(IMZ) two-stage osseointegrated implant system with the intramobile element(IME) : Part I. Its rationale and procedure for use, Int J Oral Maxillofac Implants 1987;2 : 203-216.
10. Bates JF, et al : A masticatory function-A review of the literature(II) Speed of movement of mandible, rate of chewing and forces developed in chewing, J Oral Rehabil 1975;2 : 349-361.
11. Bodine RL : Implant dentures : Prosthodontic-Favorable, J Prosthet Dent 1960;10 : 1132-1142.
12. Bolender CL, et al : The Cornell Medical Index as

- a prognostic aid for complete denture patients. *J Prosthet Dent* 1969;22 : 20.
13. Boos RH : Intermaxillary relation established by biting power. *J Am Dent Assoc* 1940;27 : 1192-1199.
 14. Boucher CO : Studies of displacement of tissue under dentures. *J Am Dent Assoc* 1940;27 : 1476.
 15. Brånemark P-I : Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;50 : 399-410.
 16. Brånemark P-I, et al : Tissue integrated prosthesis : osseointegration in clinical dentistry.
 17. Brawley RE, Sedwick HJ : Gnathodynamometer. *Am J Orthod Oral Surg* 1983;24 : 256.
 18. Brill N : Reflexions, registrations, and prosthetic therapy. *J Prosthet Dent* 1957;7 : 341-360.
 19. Brill N, et al : The role of exteroceptors in denture retention. *J Prosthet Dent* 1959;9 : 761-768.
 20. Brunski JB : Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1988;3 : 85-97.
 21. Brunski JB : Biomechanical of oral implants : Future research directions. *J Dent Educ* 1988;52 : 775-787.
 22. Brunski JB, et al : The influence of functional use of endosseous dental implants on the tissue-implant interface. Part I. Histological aspects. *J Dent Res* 1979;58 : 1953.
 23. Carr AB, Laney WR : Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987;2 : 101-108.
 24. Cauna N : Structure and origin of the capsule of Meissner's corpuscle. *Anat Rec* 1956;124 : 77-94.
 25. Cauna N, et al. : Touch heat and pain (Ciba foundation symposium). Boston : Little Brown & Company 1966, p. 140.
 26. Culver PAJ, Watt L : Denture movements and control. *Br Dent J* 1973;135 : 111.
 27. Davis DD, et al : Studies on frameworks for osseointegrated prostheses : Part 2. The effect of adding acrylic resin or porcelain to form the occlusal superstructure. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3 : 275-280.
 28. DeHernandez, Bodine R : Masticatory strength with implant dentures as compared with soft-tissue borne dentures. *J Prosthet Dent* 1969;22 : 479-486.
 29. Desjardins RP, et al : Comparison of nerve endings in normal gingiva with those in mucosa covering edentulous alveolar ridges. *J Dent Res* 1971;50 : 867-879.
 30. Dixon AD : Nerve plexuses in the oral mucosa. Abstracted. *J Dent Res* 1957;36 : 807.
 31. Glantz P-O : Aspects of prosthodontic design, in Brånemark P-I, et al (eds. : Tissue integrated prostheses. Chicago, Quint Publ Co Inc., 1985, pp. 329-332.
 32. Goss CM : Gray's Anatomy of the Human body, 28th ed. Philadelphia, Lea & Febiger 1966.
 33. Gourley IM, et al. : Titanium endosteal dental implants in the mandibles of beagle dogs. A two year study. *J Prosthet Dent* 1976;36 : 550-566.
 34. Haraldson T : Comparisons of chewing patterns in patients with bridges supported on osseointegrated implants and subjects with natural dentitions. *Acta Odontol Scand* 1983;41 : 203-208.
 35. Haraldson T, Carlsson GE : Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral

- implants. *Scand J Dent Res* 1977;85 : 200-208.
36. Hassler CR, et al : Ceramic tooth implants in baboons. *J Dent Res* 1977;56 : A117.
 37. Hickey JC, Zarb GA : Boucher's Prosthodontic Treatment for Edentulous Patient, ed 8. St. Louis, 1980, The C.V. Mosby Co.
 38. Hobo S, et al : Osseointegration and occlusal integration. p. 16, 325-326.
 39. Hodosh M, et al : The dental polymer implant concept. *J Prosthet Dent* 1969;22 : 371.
 40. Howell AH, Manly RS : An electronic strain gauge for measuring oral forces. *J Dent Res* 1948;27 : 705-712.
 41. Jemt T, et al : Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients : A preliminary study of 876 consecutively placed fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4 : 211-217.
 42. Jones SD, Jones FR : Tissue-integrated implants for the partially edentulous patients. *J Prosthet Dent* 1988;60 : 349-354.
 43. Kamoi K, et al : Clinical investigation of osseointegrated implants. *Quint*, 6 : 1059, 1967, 6 : 1221-1233, 1987.
 44. Karagianes MT, et al : Development and evaluation of porous dental implants in miniature swine. *J Dent Res* 1976;55 : 85.
 45. Klaffenbach AO : Gnathodynamomics. *J Am Dent Assoc* 1936;23 : 371-382.
 46. Laney WR, Gibilisco JA : Diagnosis and treatment in prosthodontics, p. 174.
 47. Lele PP : Relationship between cutaneous thermal thresholds, skin temperature and cross sectional area of the stimulus. *J Physiol* 1954;126 : 191-205.
 48. Lele PP : The reaction time to touch. *J Physiol* 1954;123 : 187-203.
 49. Lele PP, et al : The relationship between heat transfer, skin temperature and cutaneous sensibility. *J Physiol(London)* 1954;126-206-234.
 50. Lindan P : Etiology of decubitous ulcers : An experimental study. *Arch Phys Med Rehabil* 1961;42-774.
 51. Linkow LI, Chercheve R : Theories and techniques of oral implantology. St Louis, CV Mosby, 1970.
 52. Lundqvist S, Haraldson T : Occlusal perception of thickness in patients with bridges in osseointegrated oral implants. *Scand J Dent Res*. 1984;92 : 88-94.
 53. Manhold JH, Jones J : Study of the possible relationship of personality variables to dental cavities. *J Dent Res* 1954;33 : 357-363.
 54. Manly RS, et al : Oral sensory thresholds of person with natural and artificial dentitions. *J Dent Res* 1952;31 : 305-312.
 55. Marsland EA, Fox EC : Some abnormalities in the nerve supply of the oral mucosa. *Proc Roy Soc Med* 1958;51 : 951-956.
 56. McGlumphy EA, et al : Biomechanical analysis of the tooth and implant supported fixed partial denture. Abstract No. 1871. *J Dent Res* 1988;67 : 346.
 57. McKinney RV, et al : The biologic response to the single crystal sapphire endosteal dental implant : Scanning electron microscopic observations. *J Prosthet Dent* 1984;51 : 372-379.
 58. Mood AM, et al : Introduction to the theory of statistics, ed 3. New York, McGrawHill, 1974.
 59. Morimoto T, et al : Alteration in directional specificity of interdental dimension discrimination with the degree of mouth opening.

- J Oral Rehabil 1983;10 : 335.
60. Morimoto T, Kawamura Y : Conditioning effect of vibratory stimulation on dimension discrimination of objects held between human tooth arches. Arch Oral Biol 1976;21 : 219.
 61. Mühlbradt L, et al : Mechanoperception of natural teeth versus endosseous implants revealed by magnitude estimation. Int J Oral Maxillofac Implants. 1989;4 : 125-130.
 62. Newman MG, Flemming TF : Periodontal considerations of implants and implant associated microbroth. J Dent Educ 1988; 52 : 737-744.
 63. O'Rourke JT : Significance of tests for biting strength. J Am Dent Assoc 1949;38 : 627-633.
 64. Pfaffmann C : Afferent impulses from the teeth resulting from vibratory stimulus. J Physiol(London): 1939;97 : 220-232.
 65. Perel MM(김영수 역) : 치과 매식학과보철. p6.
 66. Piliero SJ, et al : Histopathology of oral endosteal metallic implants in dogs. J Dent Res 1973;52 : 1117.
 67. Rhodes SK : Fixed partial denture design and construction for missing mandibular molars using an osseointegrated implant for an abutment. J Prosthet Dent 1988;60 : 1-4.
 68. Schulte W : The intraosseous Al₂O₃(Frialit. Tübingen implant. Developmental status after eight years(I-III). Quintessence Int 1984;11 : 1-26, 147-163, 297-300.
 69. Scott IS, Ash MM : A six-channel intraoral transmitter for measuring occlusal forces J Prosthet Dent 1966;16:56-61.
 70. Sürilä HS, Laine P : Occlusal tactile threshold in denture wearers. Acta Odontol Scand 1969;27 : 193-197.
 71. Skalak R : Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosthet Dent 1983;49 : 843-848.
 72. Skalak R : Aspects of biomechanical considerations, in Brånemark P-I, et al(eds) : Tissue integrated prostheses. Chicago, Quint Publ Co Inc, 1985, p. 117.
 73. Slabbert JGG, Christensen LV : Discrimination of interocclusal dimensions before and after insertion of partial dentures in man. Arch Oral Biol 1978;23 : 709-712.
 74. Smith DE : A review of endosseous implants for partially edentulous patients. Int J Prosthodont 1990;3 : 12-19.
 75. Sullivan DY : Prosthetic considerations for the utilization of osseointegrated fixtures in the partially edentulous arch. Int J Oral Maxillofac Implants 1986;1 : 39-45.
 76. Ten Cate AR : The gingival junction, in Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T(eds) : Tissue-integrated prostheses. Chicago, Quint Publ Co Inc, 1985, p. 145.
 77. Tzakis MG, et al : Oral function in patients treated with prostheses on Brånemark osseointegrated implants in partially edentulous jaws : A pilot study. Int J Oral Maxillofac Implants 1990;5 : 107-111.
 78. Waugh LM : Dental observations among Eskimos. VII : Survey of mouth conditions nutritional study, and gnathodynamometer data, in the most primitive and populous native villages in Alaska. J Dent Res 1937;16 : 355-356.
 79. Yoshida, Sekine H, et al : Mobility characteristics and tactile sensitivity of osseointegrated fixture supporting systems. JADR 1988.
 80. Zarb GA : Oral motor patterns and their relation

- to oral prostheses. J Prosthet Dent 1982;47 : 472-478.
81. Zarb GA : The edentulous milieu. J Prosthet Dent 1983;49 : 825.
82. Zarb GA, et al : Prosthodontic Treatment for Partially Edentulous Patients. 1978, p.207, St. Louis, C.V. Mosby Co.
83. Zarb GA, et al : Osseointegrated implants for partially edentulous patients. Interim considerations. Dent Clin North Am 1987;31 : 457-472.
84. 乙部朱門(노철진 역) : 구강 매식학. 1984, pp 15-19, 대림 출판사
85. 김영수 : Brånemark 골 유착성 보철물에 관한 연구. 대한치과의사협회지 1989;27 : 627.
86. 이종훈 : 구강 생리학. 1983, pp 166-169, 서영 출판사

=Abstract=

A STUDY ON ORAL SENSORY FUNCTION IN THE IMPLANT—SUPPORTED PROSTHESES WEARERS

Kyoung-Soo Jang, D.D.S., Yung-Soo Kim, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University

In this study, oral sensory function in the osseointegrated root form implant-supported prostheses wearers was estimated by measuring occlusal tactile perception threshold of thickness and sensibility threshold against lateral static loading, and comparing with normal dentition subjects and complete denture wearers group.

Osseointegrated root form implants seemed to be restored in the sensation to some extent, and so, dental implants restored edentulous patients in a wide meaning.

Conclusions were summarized as following.

1. Occlusal tactile perception threshold of thickness was highest in complete denture wearers group, following by implant-supported prostheses wearers group, normal dentition subjects group.
2. In the implant-supported prostheses wearers group, occlusal tactile perception threshold of opposing artificial teeth case was higher than of opposing natural or opposing implant-supported teeth case.
3. Sensibility threshold against lateral loading of complete denture wearers and implant-supported prostheses wearers group was higher than that of normal dentition subject group.
4. In the implant-supported prostheses group, sensibility threshold against lateral loading was not significantly different between upper and lower jaws.
5. In occlusal tactile perception threshold of thickness and sensibility threshold against lateral loading test, there was no regularity among values of each tooth, and no significant difference between anterior and posterior teeth as well.

Key words : osseointegrated root form implant, oral sensory function.